

Aus der Abteilung für Arbeitsphysiologie
und Rehabilitationsforschung
am Physiologischen Institut der Universität Marburg/Lahn
(Direktor: Prof. Dr. G. Hildebrandt)

Die Hautdurchblutung verschiedener Körperregionen bei dosierter Tretarbeit *)

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Hansjörg Melchior
aus Kassel

Marburg 1966

*) Mit Unterstützung der Vereinigung für Bäder- und Klimakunde e. V.
im Deutschen Bäderverband e. V.

Kleinoffsetdruck: Görlich & Weiershäuser, Marburg

Aus der Abteilung für Arbeitsphysiologie
und Rehabilitationsforschung
am Physiologischen Institut der Universität Marburg/Lahn
(Direktor: Prof. Dr. G. Hildebrandt)

Die Hautdurchblutung verschiedener Körperregionen bei dosierter Tretarbeit *)

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Hansjörg Melchior
aus Kassel

Marburg 1966

*) Mit Unterstützung der Vereinigung für Bäder- und Klimakunde e. V.
im Deutschen Bäderverband e. V.

Kleinoffsetdruck: Görich & Weiershäuser, Marburg



Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Marburg am 24. Mai 1966

gedruckt mit Genehmigung der Fakultät

Dekan:	Prof. Dr. med. O. Braun-Falco
Referent:	Prof. Dr. med. G. Hildebrandt
Correferent:	Priv.-Doz. Dr. med. K. Golenhofen

Meinen Eltern zum Dank.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. Einleitung	1
II. Methodik	2
1. Spezielle Untersuchungsmethodik	3
a. Hautdurchblutung	3
b. Andere Kreislaufgrößen	8
c. Rektaltemperatur und Hautfeuchte	8
d. Ergometrie	9
2. Untersuchungsanordnung	11
a. Räumliche Versuchsanordnung	11
b. Versuchsablauf	11
3. Auswertung und statistische Methodik	13
III. Ergebnisse	14
1. Hautdurchblutung	14
2. Gesamtkreislauf	26
3. Körpertemperatur und Hautfeuchte	28
IV. Diskussion	31
1. Methodische Diskussion	31
2. Diskussion der Ergebnisse	33
a. Hautdurchblutung und Temperatur- regulation bei Arbeit	35
b. Hautdurchblutung und Kreislauf- regulation bei Arbeit	38
c. Schlußfolgerungen	39
V. Zusammenfassung	43
VI. Literaturverzeichnis	45

I. Einleitung.

Im Gegensatz zu anderen Organen, bei denen lokal-nutritive Bedürfnisse im Vordergrund stehen, dient die Regulation der Hautdurchblutung in erster Linie übergeordneten Funktionssystemen. Unter diesen nimmt bei Körperruhe die Temperaturregelung eindeutig den ersten Platz ein (HENSEL 1962a). Bei Muskularbeit tritt dagegen mit der nutritiven Kreislaufregulation zugunsten der arbeitenden Muskulatur ein konkurrierender Faktor hinzu, dessen Valenz gegenüber den gleichfalls gesteigerten Anforderungen der Thermoregulation durch die Arbeitshyperthermie bisher nicht hinreichend entschieden ist.

Bei den bisherigen Untersuchungen der Hautdurchblutung während Körperarbeit ist nämlich - wohl aus methodischen Gründen - ein wesentliches Merkmal des Hautorgans unberücksichtigt geblieben: die ausgeprägte topographische Differenzierung, die nicht nur anatomische Besonderheiten, sondern vor allem auch das funktionelle Verhalten der verschiedenen Körperregionen betrifft (TALBOT 1933; ASCHOFF 1944; NEUROTH 1948; WEZLER u. NEUROTH 1949; HILDEBRANDT 1949; HILDEBRANDT u. SCHÖLMERICH 1950; SCHÖLMERICH u. HILDEBRANDT 1950, 1951; SCHULZE 1952; HILDEBRANDT u. ENGELBERTZ 1953; HILDEBRANDT u. Mitarb. 1957; RODDIE u. Mitarb. 1957 a,b; PIRLET 1959; HERTZMAN 1959; BLAIR u. Mitarb. 1960; HILLE u. LAU 1960; BLUMBERGER u. GLATZEL 1961; FOX u. Mitarb. 1962; COOPER 1962). So wurden alle uns bekannten Befunde bislang ausschließlich an den Extremitäten gewonnen, meist mit plethysmographischen Methoden, in jüngerer Zeit aber auch mit der Gewebsclearance radioaktiver Substanzen (CHRISTENSEN u. Mitarb. 1942; BARGER u. Mitarb. 1949; MATTHES 1951; BISHOP u. Mitarb. 1956; MUTH u. Mitarb. 1958; BLAIR u. Mitarb. 1961). Dabei wurde übereinstimmend ein Rückgang der Hautdurchblutung bei Arbeitsbeginn festgestellt, der sich im weiteren Verlauf wieder zurückbildete und meist auf die Arbeitsumstellung des Kreislaufs zurückgeführt wurde. BLAIR u. Mitarb. fanden darüber hinaus bei Untersuchungen am Unterarm eine stärkere Durchblutungszunahme.

Die Entwicklung von Wärmeleitelementen zur lokalen Durchblutungsmessung an Oberflächen (BURTON 1940; BURTON u. EDHOLM 1955; HENSEL 1956; HENSEL u. BENDER 1956; DEMLING u. GROMOTKA 1957; HENSEL 1959; GOLENHOFEN u. Mitarb. 1963) ermöglicht es, das Verhalten der Hautdurchblutung bei Arbeit nun auch unter Berücksichtigung der topographischen Differenzierung zu studieren. Dabei war von vornherein damit zu rechnen, daß der Grad der Arbeitsbelastung von wesentlichem Einfluß auf die Regulationen ist. Um zugleich den Zusammenhang mit der gesamten Kreislaufsituation auf der einen Seite, mit der thermoregulatorischen Situation auf der anderen Seite zu gewinnen, wurden unsere Untersuchungen mit abgestuft dosierter Tretarbeit durchgeführt und dabei außer der Hautdurchblutung an vier verschiedenen Körperregionen auch eine Reihe von zentralen Kreislaufgrößen fortlaufend kontrolliert, weiterhin die Rektaltemperatur gemessen sowie orientierende Bestimmungen der lokalen Hautfeuchte durchgeführt.

II. Methodik.

Für unsere Untersuchungen dienten uns 17 Studenten als Probanden. Es handelte sich um gesunde Männer im Alter von 20 - 23 Jahren (mittleres Alter 22,1 Jahre).

Gemessen wurden die Hautdurchblutung an Stirn, Brust, Oberarm und Daumenkuppe mit Wärmeleitelementen nach HENSEL, weiterhin Blutdruck, Pulsfrequenz, Rektaltemperatur sowie die Hautfeuchte an Brust und Handinnenfläche.

Die Dauer eines Versuches betrug zwischen 6 und 7 Stunden: 1 1/2 - 2 Stunden Anpassung an die Laborbedingungen, dann 3 "Versuchsfahrten" von je 20 Minuten Dauer auf dem Fahrradergometer bei unterschiedlicher Belastung mit jeweils anschließender Erholungszeit von 1 - 1 1/2 Stunden. Während der Anpassungs- und Erholungszeiten saßen die Probanden bequem in einem Sessel.

1. Spezielle Untersuchungsmethodik.

a. Hautdurchblutung.

Da die Methode der Durchblutungsmessung mit Wärmeleitelementen kürzlich von GOLENHOFEN u. Mitarb. (1963) ausführlich beschrieben worden ist, soll hier nur ein kurzer, zusammenfassender Überblick mit besonderer Berücksichtigung der in unserer Versuchsreihe anfallenden Probleme vorausgeschickt werden.

Die Durchblutungsmessung beruht auf der Bestimmung der "Wärmeleitzahl" (HENSEL 1953/54) bzw. "Wärmetransportzahl" (ASCHOFF 1944) des Gewebes. An der Hautoberfläche wird diese derart gemessen, daß man eine elektrisch geheizte Kontaktplatte und eine ungeheizte Vergleichsplatte in einem bestimmten Abstand voneinander auf die Hautoberfläche bringt und mit Hilfe einer Thermobatterie die Temperaturdifferenz ϑ zwischen Wärmequelle und Vergleichsplatte fortlaufend registriert. Wird die Wärmequelle mit einem konstanten Strom I geheizt, so gilt für die Wärmetransportzahl λ folgende Gleichung:

$$\lambda = \frac{K I^2}{\vartheta} - a \quad (1)$$

wobei a ein Korrekturglied, welches vor allem durch den Wärmekurzschluß zwischen Wärmequelle und Vergleichsplatte bestimmt wird, und k eine Eichkonstante des Elementes ist; beide müssen empirisch ermittelt werden (vgl. GOLENHOFEN u. Mitarb. 1963). λ hat die Dimension $\text{cal } ^\circ\text{C}^{-1} \text{s}^{-1} \text{cm}^{-1}$.

Aus der Reihe der zur Verfügung stehenden Wärmeleitelemente wählten wir für unsere Untersuchungen ein Zweiplatten-Oberflächenelement vom verbesserten Typ P1 nach HENSEL aus. Die Eindringtiefe (e_5), jenseits derer Änderungen der Wärmeleitzahl nur noch mit maximal 5 % die Messung beeinflussen, beträgt 1,8 mm (HENSEL 1959; HENSEL u. DOERR 1959; HENSEL 1962); die Dicke der menschlichen Lederhaut wird im Durchschnitt mit 1,7 - 2,0 mm angegeben, die

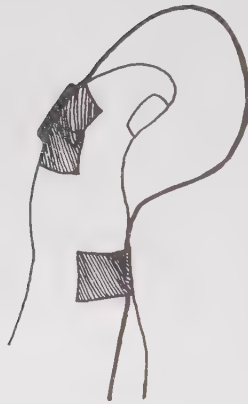


Abb.1: Fixierung des Oberflächenelementes am Daumen

der nicht durchbluteten Epidermis mit 0,07 - 0,17 mm (MUCHOW 1925). Diesen Verhältnissen ist also das Oberflächenelement vom Typ P1 gut angepaßt, wie auch Versuche an exziierten Hautstücken gezeigt haben (HENSEL 1962b).

Die Heizung des Elementes sowie die fortlaufende Registrierung der Temperaturdifferenz ϑ zwischen beiden Kontaktplatten erfolgte mittels Fluvographen (Hersteller: HARTMANN & BRAUN, Frankfurt/M.) *). Wir arbeiteten mit Wechselstromheizung und wählten einen Heizstrom $I^2 = 0,25 \text{ A}^2$, der Papiervorschub betrug 1 cm min^{-1} .

Die Oberflächenelemente vom Typ P1 sind auf Grund ihrer günstigen Abmessungen (13 mm Durchmesser, 2 mm Höhe) ohne Behinderung oder Belästigung der Probanden an fast allen Hautarealen anzubringen. Da aber die Probanden während der Arbeit erhebliche körperliche Bewegungen durchführten, mußten die Elemente besonders gut gegen tangentialen Verschiebungen und Verkantungen gesichert werden (vgl. GOLENHOFEN u. Mitarb. 1963), vor allem an Oberarm und Daumenkuppe. Abb. 1 zeigt die von uns gewählte Elementfixierung an der Daumenkuppe; hier wurde der Meßkopf zunächst ohne Druck mit lockeren Heftpflasterstreifen auf der Haut befestigt und der die Meßleitungen führende PVC-Schlauch in distaler Richtung von der Daumenkuppe weg- und auf der Streckseite des Daumens zur Hand zurückgeleitet. Zur Isolierung und um einen gleichmäßigen Auflagedruck zu gewährleisten, wurde der ganze Daumen mit einer kräftigen Wattelage umwickelt, die wiederum mit Heftpflaster befestigt wurde. Die Probanden waren angehalten, während der Versuchsfahrt auf dem Ergometer die Lenkstange nicht mit dem Daumen zu umgreifen, sondern diesen möglichst locker gestreckt zu halten ("Affengriff").

In gleicher Weise wurde das auf der Lateralseite des Oberarmes - ca. 3 Querfinger proximal des Ellenbogengelenkes-

*) Mit apparativer Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft

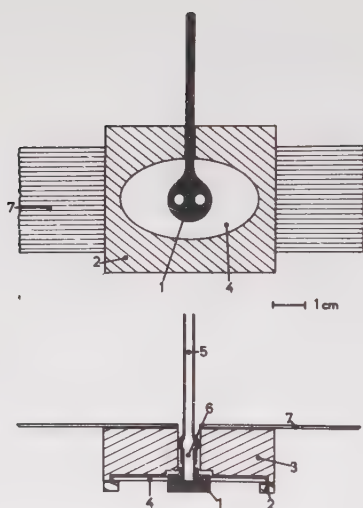


Abb.2: Spezialhalterung mit eingebauter Andruckmanschette zur Anbringung des Wärmeleitelementes an der Stirn.
 1 - Wärmeleitelement, 2 - Ledermaske, 3 - Filzpolster,
 4 - pneumatisches Kissen, 5 - Luftschlauch,
 6 - Ansatzolive, 7 - Befestigungsgurt.

angelegte Element zunächst mit mehreren schmalen Heftpflasterstreifen und einer großen Sicherheitsschleife des Zuleitungskabels in distaler Richtung fixiert und dann mittels einer dicken Wattelage isoliert und leicht angeedrückt.

Die zur Überprüfung der Elementlagen und zur Ermittlung der λ_o -Werte (λ bei Durchblutungsgröße 0) erforderlichen Drosselungstests - "D" der Abb. 4 - (GOLENHOFEN u. Mitarb. 1963) führten wir am Arm mittels pneumatischer Oberarmmanschette proximal des Meßelementes durch (Drosselungsdruck: 180 mm Hg).

An Stirn und Brust haben wir die Drosselungstests so ausgeführt, daß wir die Meßelemente mit hinreichendem Druck gegen ihre Unterlage preßten und so die Blutströmung im Meßbereich der Elemente ausschalteten. Dieses Verfahren ist den Drosselungstests an den Extremitäten absolut vergleichbar, da die Blutfülle keinen Einfluß auf die Wärmeleitfähigkeit des nichtdurchströmten Gewebes hat (HENSEL u. BENDER 1956; HENSEL u. DOERR 1959). Für die Stirn entwickelten wir zu diesem Zweck eine Spezialhalterung mit eingebauter Andruckmanschette (vgl. Abb. 2), die synchron mit der Armmanschette aufgeblasen wurde. So konnten die Drosselungstests an Daumen, Oberarm und Stirn stets gleichzeitig durchgeführt werden.

Zur schnellen, gleichmäßigen Manschettenfüllung benutzten wir ein Preßluftreservoir, das mit einer Kompressoranlage automatisch auf einem vorgewählten Druck gehalten wurde (Hersteller: W. VOLGEL, Gießen).

Für die Drosselungstests an der Brust konnten wir wegen der Atembehinderung keine zirkuläre Manschette verwenden. Auch die Fixierung eines aufblasbaren Gummiballons mit Heftpflasterstreifen über dem Meßkopf (GOLENHOFEN u. Mitarb. 1963) hatte keinen Erfolg, da infolge der erheblichen Schweißsekretion der Probanden bei der Arbeit die Heftpflasterstreifen zu schnell durchfeuchtet und gelöst wurden. Deshalb haben wir die Drosselungstests an der Brust "von Hand" - "d" der Abb. 4 - durchgeführt, indem wir den

Meßkopf fest mit einem Finger gegen das Sternum des Probanden drückten, wobei wir bemüht waren, Verkantungs- und Torsionseffekte zu vermeiden.

b. Andere Kreislaufgrößen.

Die Pulsfrequenz ermittelten wir, indem wir eine bipolare Brustwandableitung des EKG mit einem Direktschreiber (Polyphysiograph, Hersteller: F. SCHWARZER, München) registrierten. Wir verwendeten $20 \times 30 \text{ mm}^2$ große Silberblechelektroden, die über dem Sternum und in der Axillarlinie links in Höhe des 5. ICR angelegt wurden, da hierbei die Störpotentiale von Seiten der Skelettmuskulatur am kleinsten waren. Die Elektroden wurden mit Heftpflasterstreifen fixiert. Gemessen wurde in den Ruhepausen ("R" der Abbildungen) und vor Arbeitsbeginn ("0" der Abbildungen) in mehreren Stichproben von je 30 Sekunden Dauer, während des eigentlichen Arbeitsversuches und der ersten 5 Minuten nach Arbeitsende fortlaufend mit einem Papiervorschub von 1 cm s^{-1} .

Der Blutdruck wurde auskultatorisch über der A. brachialis des linken Armes gemessen, an dem kein Wärmeleitelement angebracht war, und zwar in Ruhe ("R") und vor Arbeitsbeginn ("0") in mehreren Stichproben, während der Arbeit und in den ersten 5 Erholungsminuten 1-minütlich.

Blutdruck-Amplitude und Amplituden-Frequenz-Produkt wurden aus den gemessenen Größen rechnerisch ermittelt.

c. Rektaltemperatur und Hautfeuchte.

Die Rektaltemperatur wurde mit Hilfe eines elektrischen Thermofühlers gemessen und mit einem 6-Farben-Punktschreiber (Hersteller: HARTMANN & BRAUN, Frankfurt/M.) fortlaufend aufgezeichnet: Papiervorschub 1 cm min^{-1} , Punktfolge 36 s, Ablesegenauigkeit $0,02^\circ\text{C}$. Der Thermofühler lag im Colon sigmoideum (25 cm vom äußeren Anusring), das Zuleitungskabel wurde mit Heftpflasterstreifen fixiert.

Die Feuchtigkeit der Handinnenflächen ("Handschweiß") wurde mit Hilfe eines "Manometer-Handschweißprüfers" (Hersteller: CARL DITTMANN & Co., Karlsruhe) gemessen. Dieses Gerät arbeitet nach dem Prinzip der elektrischen Widerstandsänderung der Hautoberfläche in Abhängigkeit von der Hautfeuchte. Es ist in relativen Einheiten geeicht. Um eine verfälschende Anhäufung von Wasser zwischen Handinnenflächen und Handgriffen des Ergometers zu verhindern, waren die Griffe mit Leinentüchern umwickelt, so daß der zwischen den einzelnen Messungen produzierte Schweiß von diesen Tüchern aufgesogen wurde und jede Messung unter praktisch konstanten Bedingungen erfolgen konnte.

Nach dem gleichen Prinzip haben wir die Hautfeuchte an der Brustwand ("Stammschweiß") gemessen: Zwischen zwei 28 cm² großen Silberblechelektroden, die unter leichtem Druck mit einem Randabstand von 8 cm an der Brust in Höhe der Mamillen angebracht waren, wurde der elektrische Widerstand mit Hilfe einer Wheatstone'schen Brücke ("Pontavi", Hersteller: HARTMANN & BRAUN, Frankfurt/M.), an die kontinuierlich eine Gleichspannung von 2 Volt angelegt war, bestimmt.

Sowohl Hand- wie auch Stammschweiß wurden in Ruhe ("R") und vor Arbeitsbeginn ("O") in mehreren Stichproben, während des Arbeitsganges und in den ersten 5 Erholungsminuten minütlich gemessen bzw. abgelesen.

d. Ergometrie

Um möglichst reproduzierbare Arbeitsbedingungen zu erhalten, ließen wir die Probanden auf einem Fahrradergometer (Typ 333, Hersteller: A. DARGATZ, Hamburg) Tretarbeit verrichten. Hierbei handelt es sich um ein elektrisches Wirbelstromaggregat, dessen Leistung eine Funktion der Bremsstromstärke und der Drehzahl des Schwungrades ist. Wir forderten von unseren Probanden drei Leistungsstufen von 30, 60 und 90 Watt, denen bei einer Drehzahl des Schwungrades von 40 min⁻¹ Bremsstromstärken von 0,55, 1,05 bzw. 1,40 Ampère entsprachen. Eine

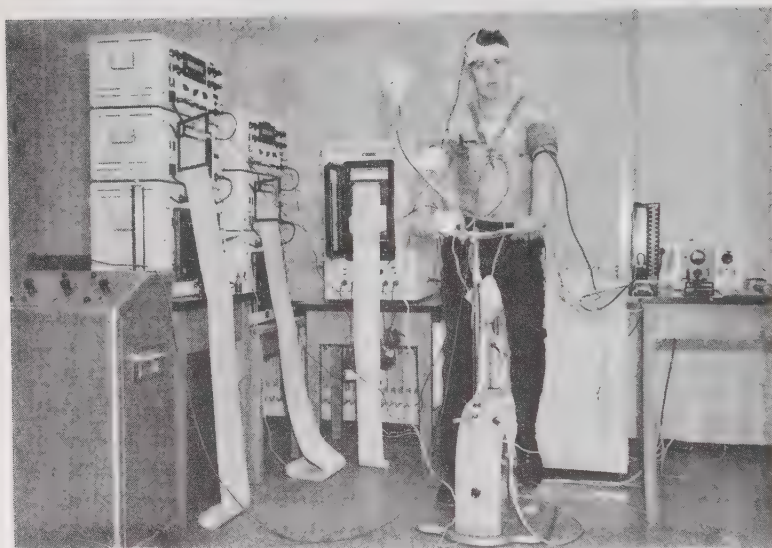


Abb.3: Räumliche Versuchsanordnung. Von links: Kompressorge-
rät zur Herstellung eines dosierten, gleichmäßigen
Drosselungsdruckes; 2 Fluvographen zur Registrierung
der Hautdurchblutung; 6-Farben-Punktschreiber zur Auf-
zeichnung der Rektaltemperatur; Proband in Arbeits-
haltung auf dem Ergometer; Polyphysiograph zur EKG-
Registrierung; Arbeitstisch des Untersuchers mit Hg-
Manometer zur Blutdruckmessung, Pontavi zur Überwa-
chung des Stammschweißes und Manometer zur Kontrolle
des Handschweißes, dahinter ein Transformator zur
Dosierung des Bremswiderstandes am Fahrradergometer.

Beschleunigungsarbeit zu Beginn des Versuches brauchten die Probanden nicht zu leisten, da ein eingebauter Elektromotor das Schwungrad vor Arbeitsbeginn auf die geforderte Drehzahl brachte.

2. Untersuchungsanordnung.

a. Räumliche Versuchsanordnung.

Die große Zahl der Meßgrößen erforderte einen möglichst zweckmäßigen Versuchsaufbau, damit ein Untersucher die verschiedenen Daten gleichzeitig messen bzw. die Registrierung überwachen konnte. Abb. 3 zeigt unsere Versuchsanordnung.

b. Versuchsablauf.

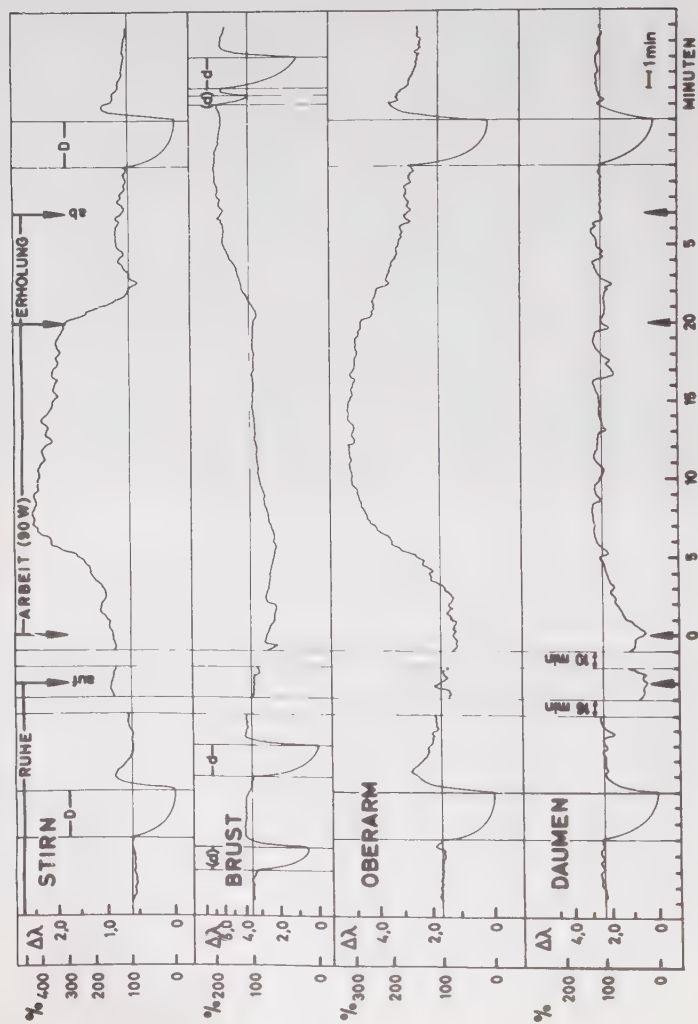
Auf Grund der zur Zeit der Versuchsreihe herrschenden winterlichen Außentemperaturen (Januar - Februar) kamen die Probanden zum Teil ausgekühlt in das Labor. Nach $1\frac{1}{2}$ - 2 Stunden war aber die Anpassung an die Raumbedingungen (Raumtemperatur $23,5^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$) im allgemeinen vollzogen, was an der Normalisierung der Rektaltemperatur, dem Verschwinden von Temperaturgradienten der Haut sowie an der Konstanz der Hautdurchblutung zu erkennen war. Während dieser Anpassungszeit wurden die verschiedenen Meßelemente an den vorgesehenen Körperregionen angebracht und der Proband über den Ablauf des Versuches unterrichtet.

Als Versuchskleidung trugen die Probanden nur Hose und Schuhe. Während der Anpassungs- und Ruhezeiten wurden sie in eine Wolldecke gehüllt. Um eine bequeme Ruuehaltung zu erreichen und um orthostatische Effekte beim Übergang zur Arbeitshaltung zu vermeiden, saßen die Probanden während dieser Zeiten in einem bequemen Sessel mit Armlehnen.

In dieser Haltung wurde zur Festlegung der Ruhedurchblutungswerte ("R") ein Drosselungstest ("D" bzw. "d" der Abb. 4) von 3 Minuten Dauer durchgeführt. Weiterhin wurden die Ruhewerte von Pulsfrequenz und Blutdruck sowie der Hautfeuchte an Hand und Stamm gemessen bzw. registriert. Nach

Abb. 4: Pause der Originalkurven der Hautdurchblutung aller 4 Meßstellen, die im Versuch V7 während 90 W Tretarbeit aufgezeichnet wurden. Der Auswertungsmodus ist in II, 3 erläutert.

D = dreiminütiger Drosselungstest (pneumatisch), d = zweiminütiger Drosselungstest ("von Hand"), (d) = mißglückter Drosselungstest, → auf = Aufsitzen auf das Ergometer, → ab = Absitzen vom Ergometer.



Ablegen der Wolldecke setzte sich der Proband in Arbeitshaltung auf das Fahrradergometer ("auf" der Abb. 4) und blieb zunächst zur Gewöhnung an die neue Haltung 10 bis 15 Minuten ruhig sitzen, bis eine Konstanz der Funktionen zu erkennen war. Kurz vor Arbeitsbeginn wurden erneut die Ausgangswerte der Funktionen in Arbeitshaltung bestimmt ("0"). Dann begann der Proband mit 30 W-Tretarbeit für 20 Minuten. Auch während der ersten 5 Erholungsminuten blieb der Proband noch ruhig auf dem Ergometer sitzen und begab sich erst danach wieder in seinen Sessel ("ab" der Abb. 4). Ein Drosselungstest zur Kontrolle der Elementlagen ("D" bzw. "d" der Abb. 4) schloß den Versuchsteil ab. Die weiteren Belastungen (60 und 90 Watt) wurden in gleicher Weise abgeschlossen, sobald die Ausgangslagen wieder eingestellt waren.

Nach Beendigung des letzten Versuchsteiles wurde noch eine Schlußdrosselung bei ungeheizten Wärmeleitelementen durchgeführt, um eventuell aufgetretene Gradientänderungen zu erfassen.

3. Auswertung und statistische Methodik.

Um die Auswertung der Hautdurchblutungsregistrierung zu erläutern, zeigt Abb. 4 als Beispiel die Pause der Originalkurven aller 4 Meßstellen, die im Versuch V_7 während 90 W-Tretarbeit aufgezeichnet wurden. Die angegebene $\Delta\lambda$ -Skala wurde rechnerisch ermittelt, indem zunächst die unmittelbar gemessenen $\mathfrak{S}$ -Werte nach Gleichung (1) in λ umgerechnet wurden; $\Delta\lambda$ ist definiert

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0, \quad (2)$$

wobei λ_0 die Wärmeleitzahl des nichtdurchströmten Gewebes während eines Drosselungstests ist. Die $\Delta\lambda$ -Werte wurden in allen Versuchen für die Ruhezeit ("R") sowie vor Arbeitsbeginn ("0") als mittlere Niveauwerte abgelesen, während der Arbeitszeit (1. - 20. Minute) und der anschließenden Erholungszeit (1. - 5. Minute) in einminütlichen Abständen ermittelt.

Bei der Bestimmung von λ_0 an der Brust mußte besonders darauf geachtet werden, daß nur diejenigen Drosselungstests "von Hand" ("d") zur Auswertung herangezogen wurden, die nicht durch Verkantungs- oder Verschiebungseffekte deformiert waren.

Zur statistischen Auswertung wurden die entsprechenden $\Delta\lambda$ -Werte aller Probanden arithmetisch gemittelt. Der mittlere Fehler σ_M der Mittelwerte wurde nach der Formel

$$\sigma_M^2 = \frac{\sum x^2}{n(n-1)} \quad (3)$$

errechnet, wobei x die Abweichung der Einzelmessung vom Mittelwert und n die Anzahl der Probanden bedeuten.

Da die endgültige Untersuchungsanordnung erst im Laufe einiger Versuche entwickelt wurde, konnten von den insgesamt 17 Probanden nur die Meßergebnisse von 12 Probanden als praktisch vergleichbar und störungsfrei zur statistischen Auswertung herangezogen werden ($n = 12$). Die verwertbaren Teilergebnisse der ausgeschiedenen Versuche zeigten aber keine qualitativen Abweichungen vom durchschnittlichen Verhalten der Gruppe.

Um eine plastischere Vorstellung von der Größenordnung der Durchblutungsänderungen zu geben, haben wir der $\Delta\lambda$ -Skala der Abbildungen 4 und 5 eine Prozentskala an die Seite gestellt. Diese haben wir gewonnen, indem die entsprechenden $\Delta\lambda_R$ -Werte aller Probanden gemittelt und gleich 100 % gesetzt wurden.

III. Ergebnisse.

1. Hautdurchblutung.

In Abb. 5 ist der mittlere Verlauf der Hautdurchblutung an den verschiedenen Körperregionen von 12 Probanden bei dosierter Tretarbeit (30, 60 und 90 Watt) dargestellt.

Beim Übergang von der Ruhehaltung ("R") in die Arbeitshaltung ("0") nimmt die Hautdurchblutung an allen Körperregionen geringfügig ab, jedoch ist diese Abnahme an keiner der be-

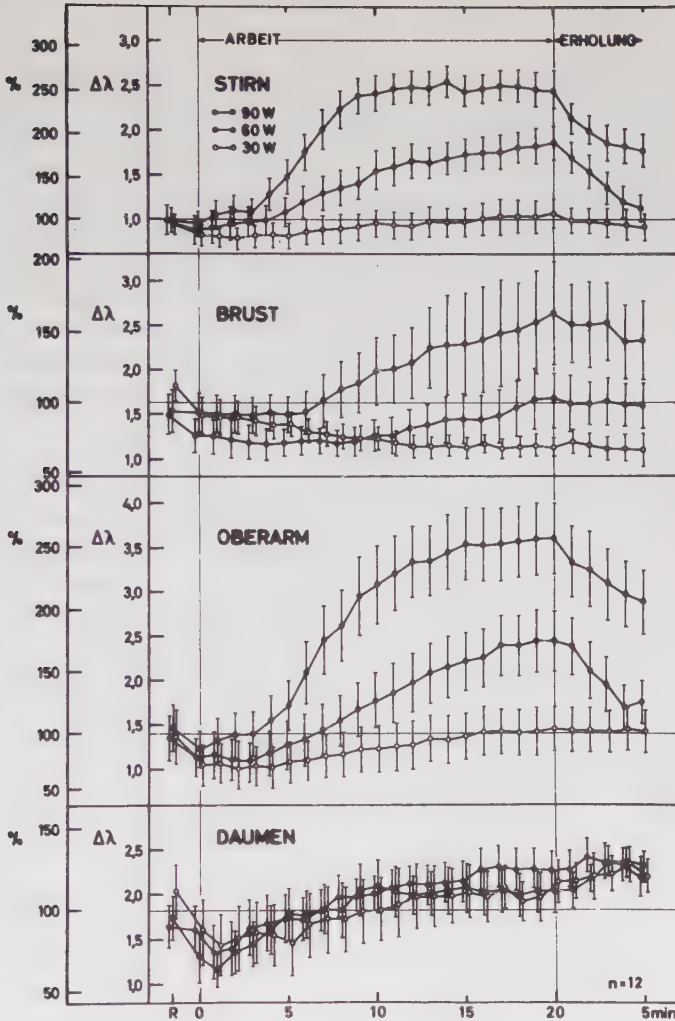


Abb.5: Mittlerer Verlauf der Hautdurchblutung an 4 verschiedenen Körperregionen bei dosierter Tretarbeit von 12 Probanden. Der Auswertungsmodus ist in II,3 erläutert. Während der Ruhewert R dem mittleren Niveau von $\Delta\lambda_R$ entspricht, wurden die Durchblutungswerte während der 20 Arbeitsminuten und der anschließenden 5 Erholungsminuten fortlaufend bestimmt.

obachteten Stellen im Durchschnitt der 3 x 12 Versuchsabschnitte statistisch zu sichern.

Leichte Arbeit (30 W) hat nur einen geringen Einfluß auf die Hautdurchblutung, doch kann man an Stirn und Oberarm bereits eine Tendenz zu Reaktionen beobachten, die bei schwererer Arbeit dann deutlicher werden: Nach 5 Arbeitsminuten beginnt hier die Hautdurchblutung im Durchschnitt der 12 Probanden leicht zu steigen und erreicht bei Arbeitsende Werte von $\Delta\lambda$, die an der Stirn um + 0,25 Einheiten^{*)} (+ 25 % der mittleren Ruhedurchblutung)^{**)} und am Oberarm um + 0,40 E (+ 30 % der Ruhedurchblutung) über dem Ausgangswert zur Zeit "0" liegen, wobei diese Zunahmen statistisch nicht signifikant sind. An der Brust aber fällt die Hautdurchblutung nach Arbeitsbeginn bei sieben der 12 Probanden deutlich ab, drei halten ihren Ausgangswert, während zwei mit einer leichten Durchblutungszunahme reagieren. Im Mittel resultiert daraus eine Durchblutungsseinschränkung um -0,37 E (-25 % der Ruhedurchblutung) gegenüber dem Ausgangswert zur Zeit "0", die sich aber für einzelne Kurvenpunkte nicht statistisch sichern läßt; dieser Durchblutungswert liegt jedoch bei einem $p < 0,001$ signifikant unter dem Durchblutungswert in Ruhe ("R") ($\Delta\lambda$ -Differenz -0,69 E $\pm$ -45 % der Ruhedurchblutung). Nach Arbeitsende wird an der Brust und am Oberarm das in der 20. Arbeitsminute erreichte Durchblutungsniveau praktisch gehalten, während an der Stirn im Mittel der 12 Probanden eine leichte Durchblutungsabnahme um -0,16 E (- 15 % der Ruhedurchblutung) nach 5 Erholungsminuten zu erkennen ist.

*) $1 \text{ E} = 10^{-4} \text{ cal } ^\circ\text{C}^{-1} \text{ s}^{-1} \text{ cm}^{-1}$

**) Die in Klammern angegebenen Prozentwerte beziehen sich immer auf die mittleren $\Delta\lambda_R$ ($\Delta\lambda$ in Ruhe) der 12 Probanden.

Bei mittelschwerer Arbeit (60 W) ist an der Stirn im Durchschnitt der 12 Probanden schon in den ersten 4 Arbeitsminuten eine Tendenz zur Durchblutungszunahme deutlich, die nach der 4. Arbeitsminute bei allen 12 Probanden steiler wird - mittlere Steigung des $\Delta\lambda = + 0,05 \text{ E min}^{-1}$, wobei die Hälfte der Probanden nach etwa 10 Arbeitsminuten ein konstantes Durchblutungsniveau ("steady state") erreicht, während bei den anderen die Durchblutungszunahme bis Arbeitsende anhält. Die Gesamtdurchblutungszunahme nach 20 Arbeitsminuten beträgt gegenüber dem Ausgangswert zur Zeit "0" + 0,98 E (+ 100 % der Ruhedurchblutung, $p < 0,001$). Ähnlich der Oberarm: Hier ist zwar in den ersten Arbeitsminuten noch kein einheitliches Verhalten der Hautdurchblutung zu erkennen, welches aus dem Bereich der Spontanschwankungen herausgehen würde, zwischen der 3. und 10. Arbeitsminute setzt dann aber bei zehn der zwölf Probanden eine deutliche Durchblutungszunahme ein, die sich praktisch bis Arbeitsende fortsetzt und bei keinem der zwölf Probanden ein sicheres steady state erreicht. Bei zwei Probanden finden sich keine Durchblutungsänderungen. Trotzdem ist die mittlere Durchblutungszunahme um + 1,31 E (+ 95 % der Ruhedurchblutung, $p < 0,05$) signifikant. Neun der zwölf Probanden zeigen bei mittelschwerer Arbeit an der Brust nach etwa 10 Arbeitsminuten einen leichten Durchblutungsanstieg, zwei bleiben auf ihrem "0"-Niveau und einer läßt eine Reduzierung erkennen; daraus resultiert ein durchschnittlicher Durchblutungsanstieg, der bei Arbeitsende gegenüber dem Ausgangswert zur Zeit "0" + 0,42 E (+ 25 % der Ruhedurchblutung) beträgt. Dieser mittlere Durchblutungswert wird auch nach Arbeitsende während der 5 registrierten Erholungsminuten praktisch gehalten; an der Stirn aber fällt die Durchblutung in dieser Erholungsphase bei allen 12 Probanden recht deutlich ab, im Durchschnitt um - 0,75 E (~ 75 % der Ruhedurchblutung, $p < 0,01$). Am Oberarm ist das Verhalten nach Arbeitsende weniger einheitlich; hier ändert sich die Durchblutung bei fünf Probanden nur minimal, einer reagiert mit einer Durchblutungssteigerung - er hatte während mittelschwerer Arbeit keine Durchblutungsänderungen gezeigt -, sechs dagegen haben hier eine deutliche Durchblutungsabnahme; so erreicht die mittlere Durchblutungs-

kurve in der 4. Erholungsminute ein Minimum, welches um $-0,75 \text{ E}$ (-55% der Ruhedurchblutung, $p < 0,10$) unter dem Durchblutungswert bei Arbeitsende liegt.

Bei schwerer Arbeit (90 W) steigt die Hautdurchblutung der Stirn bei elf der zwölf Probanden sofort nach Arbeitsbeginn an, so daß der Mittelwert schon nach der 1. Arbeitsminute um $+0,12 \text{ E}$ ($+10 \%$ der Ruhedurchblutung) über dem Ausgangswert zur Zeit "0" liegt. Zwischen der 3. und 5. Arbeitsminute beginnt bei allen Probanden ein weiterer steiler Durchblutungsanstieg, der bei einer mittleren Steigung von $+0,24 \text{ E min}^{-1}$ etwa viermal steiler ist als bei 60 Watt und zwischen der 8. und 13. Arbeitsminute bei allen 12 Probanden in ein steady state übergeht, welches bis Arbeitsende praktisch konstant gehalten wird. Dieses Niveau liegt im Durchschnitt der 12 Probanden um $+1,50 \text{ E}$ ($+150 \%$ der Ruhedurchblutung) über dem Ausgangswert zur Zeit "0" ($p < 0,001$). Auch hier ist das Verhalten der Hautdurchblutung des Oberarmes dem der Stirn sehr ähnlich: Gleich nach Arbeitsbeginn beobachten wir bei sechs Probanden eine Durchblutungszunahme, bei fünf eine leichte Abnahme, während einer auf seinem Ausgangswert verharret. Zwischen der 3. und 5. Arbeitsminute steigt bei elf Probanden die Durchblutung am Oberarm steil an, nur bei einem ist keine eindeutige Reaktion zu erkennen, und zwar bei demselben, der sowohl bei mittelschwerer Arbeit wie auch in der Erholungsphase danach abweichend von der übrigen Gruppe reagierte. Nach etwa 15 Arbeitsminuten wird von den 12 Probanden ein steady state erreicht, welches praktisch bis Arbeitsende gehalten wird und im Durchschnitt um $+2,37 \text{ E}$ ($+170 \%$ der Ruhedurchblutung, $p < 0,001$) über dem Ausgangswert zur Zeit "0" liegt. Sehr uneinheitlich ist das Verhalten der Hautdurchblutung an der Brust bei schwerer Arbeit, wie auch aus der großen Streuung der Mittelwerte in Abb. 5 zu ersehen ist: Nur bei sechs der zwölf Probanden steigt die Durchblutung überhaupt an, von diesen wiederum zeigen drei eine starke Durchblutungszunahme, welche nach 6 Arbeitsminuten beginnt und nach 15 Arbeitsminuten ein

steady state erreicht. Bei Arbeitsende liegt die mittlere Durchblutung der 12 Probanden um + 1,12 E (+ 70 % der Ruhedurchblutung, $p < 0,10$) über dem Ausgangswert zur Zeit "0", was bei dem uneinheitlichen Verhalten der Gruppe für diesen Zeitpunkt allein nicht signifikant ist. Auch nach Arbeitsende verhält sich die Hautdurchblutung der Brust nicht einheitlich, doch wird der vorher erreichte Mittelwert während der ersten 5 Erholungsminuten praktisch gehalten, der durchschnittliche Rückgang von $\Delta\lambda$ beträgt nur - 0,31 E (-20 % der Ruhedurchblutung); drei Probanden zeigen eine Durchblutungsabnahme, zwei eine Zunahme. Dagegen fällt die Hautdurchblutung an Stirn und Oberarm sofort nach Arbeitsende mehr oder weniger deutlich ab: Diese Abnahme beträgt an der Stirn schon in der 1. Erholungsminute - 0,31 E (-30 % der Ruhedurchblutung) und nach 5 Erholungsminuten sogar - 0,68 E (-70% der Ruhedurchblutung, $p < 0,02$); am Oberarm aber fällt die Hautdurchblutung gleich nach Arbeitsende nur bei neun der zwölf Probanden ab, bei einem weiteren nach 3 Erholungsminuten, dagegen steigt sie bei zwei Probanden an (einer von ihnen hatte während der Arbeit keine Durchblutungsänderung gezeigt), so daß die mittlere Durchblutung am Oberarm nach 5 Erholungsminuten nur um - 0,72 E (-50 % der Ruhedurchblutung, $p < 0,50$) unter dem Durchblutungswert bei Arbeitsende liegt.

Im Gegensatz zu allen anderen Regionen ist für die Hautdurchblutung des Daumens weder im Einzelfall noch im Durchschnitt der 12 Probanden eine charakteristische Abhängigkeit von der Schwere der zu verrichtenden Arbeit zu erkennen. In der 1. Arbeitsminute steht eine geringe initiale Durchblutungseinschränkung bei acht der zwölf Probanden einer gleichwertigen Zunahme bei vieren gegenüber, woraus eine Reduktion von etwa 10 % der mittleren Ruhedurchblutung resultiert, welche aber nicht signifikant ist. Diese initiale Durchblutungseinschränkung hält bei zwei Probanden während der gesamten Arbeits- und auch während der beobachteten Erholungszeit an, bei den übrigen geht sie im Laufe der ersten 12 Arbeitsminuten in

	30 W		60 W		90 W	
	15.	20.	15.	20.	15.	20.min
<u>Stirn:</u> $\Delta\lambda$ (E)	+ 0,15	+ 0,24	+ 0,84	+ 0,98	+ 1,47	+ 1,49
$\%v. \Delta\lambda'_R$	+15	+25	+85	+100	+150	+150
<u>Brust:</u> $\Delta\lambda$ (E)	- 0,38	- 0,37	+ 0,19	+ 0,42	+ 0,77	+ 1,12
$\%v. \Delta\lambda'_R$	-25	-25	+10	+25	+50	+70
<u>Oberarm:</u> $\Delta\lambda$ (E)	+ 0,32	+ 0,40	+ 1,08	+ 1,31	+ 2,31	+ 2,37
$\%v. \Delta\lambda'_R$	+25	+30	+75	+95	+165	+170
<u>Daumen:</u> $\Delta\lambda$ (E)	+ 0,38	+ 0,55	+ 0,53	+ 0,65	+ 0,77	+ 0,73
$\%v. \Delta\lambda'_R$	+20	+30	+30	+35	+40	+40

Tab. I: Änderung der Hautdurchblutung gegenüber dem Ausgangswert zur Zeit "0" an den verschiedenen Körperregionen nach 15 und 20 Arbeitsminuten mit dosierter Tretarbeit (30, 60 und 90 Watt). $\Delta\lambda$ (E) = $\Delta\lambda$ in $10^{-4} \text{ cal } ^\circ\text{C}^{-1} \text{ s}^{-1} \text{ cm}^{-1}$; $\Delta\lambda'_R$ = % der mittleren Ruhedurchblutung der 12 Probanden.

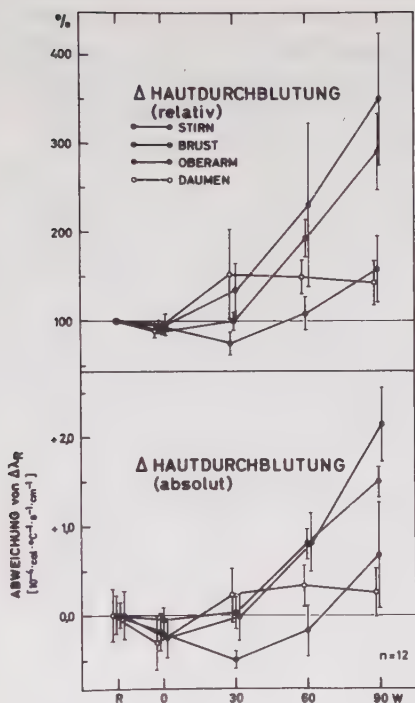


Abb.6: Die Änderung der Hautdurchblutung nach 15-minütiger Belastung gegenüber der Ruhehaltung R in Abhängigkeit vom Belastungsgrad (0 = in Arbeitshaltung auf dem Ergometer ohne Tretarbeit; 30, 60 und 90 W = Tretleistung in Watt). In der oberen Darstellung wurden die mittlere Ruhedurchblutung der einzelnen Probanden jeweils 100 % gesetzt und die Durchblutungsänderungen jedes Probanden bei Belastung als prozentuale Abweichung dieses Ruhewertes bestimmt. Die untere Darstellung dagegen zeigt die Änderung der mittleren $\Delta \lambda$ gegenüber $\Delta \lambda_R$. Die Kurvenpunkte geben die Mittelwerte von 12 Probanden wieder, die Klammern den mittleren Fehler der Mittelwerte.

einen Anstieg über, der auffallend schnell (nach 5 - 8 Minuten) ein steady state erreicht. Bei Arbeitsende liegt der mittlere Durchblutungswert um + 0,64 E (+ 40 % der Ruhedurchblutung, $p < 0,05$) über dem Mittelwert der ersten Arbeitsminute. Nach Arbeitsende wird in den meisten Fällen die Durchblutungsgröße konstant gehalten, nur einzelne Probanden zeigen eine geringe Durchblutungssteigerung, die sich aber im Durchschnitt nicht bemerkbar macht.

Abb. 6 und Tab. I geben eine synoptische Darstellung der Hautdurchblutungsänderungen aller beobachteten Körperregionen. Dazu haben wir in Abb. 6 einmal die Änderungen von $\Delta\lambda$ einer prozentualen Auswertung gegenübergestellt, in der alle $\Delta\lambda$ -Werte auf die mittleren individuellen Ruhewerte bezogen ($\Delta\lambda_R = 100\%$) und erst danach gemittelt wurden. Dieses Verfahren ist zum quantitativen Vergleich verschiedener Hautstellen erforderlich, da das $\Delta\lambda_R$ verschiedener Körperregionen unterschiedlich groß ist (vgl. Abb. 5). Die Darstellung bezieht sich auf die 15. Arbeitsminute, da zu diesem Zeitpunkt die Umstellung des Gesamtkreislaufs auf Arbeit mit Sicherheit vollzogen ist (vgl. HOLLMANN 1959) und auch bei der Hautdurchblutung in allen Fällen, in denen überhaupt ein steady state beobachtet wurde, dieses zu diesem Zeitpunkt praktisch eingestellt ist. Es wird nun deutlich, daß beim Übergang aus der Ruhe- ("R") in die Arbeitshaltung ("O") alle Hautregionen im Durchschnitt der 12 Probanden recht einheitlich mit einer Durchblutungseinschränkung reagieren. Weiterhin ergibt sich, daß die Hautdurchblutung an der Stirn und am Oberarm in enger Abhängigkeit vom Belastungsgrad steht, während der Daumen zwar von der Arbeit an sich, nicht aber von deren Schwere beeinflusst wird. Die Brust nimmt zwischen diesen beiden Extremen eine Mittelstellung ein, indem hier erst bei höheren Belastungsstufen eine Durchblutungszunahme deutlich wird. Auffällig ist weiterhin, daß bei dieser prozentualen Darstellung der mittlere Fehler der Mittelwerte größer wird als bei der absoluten Darstellung der $\Delta\lambda$ -Werte.

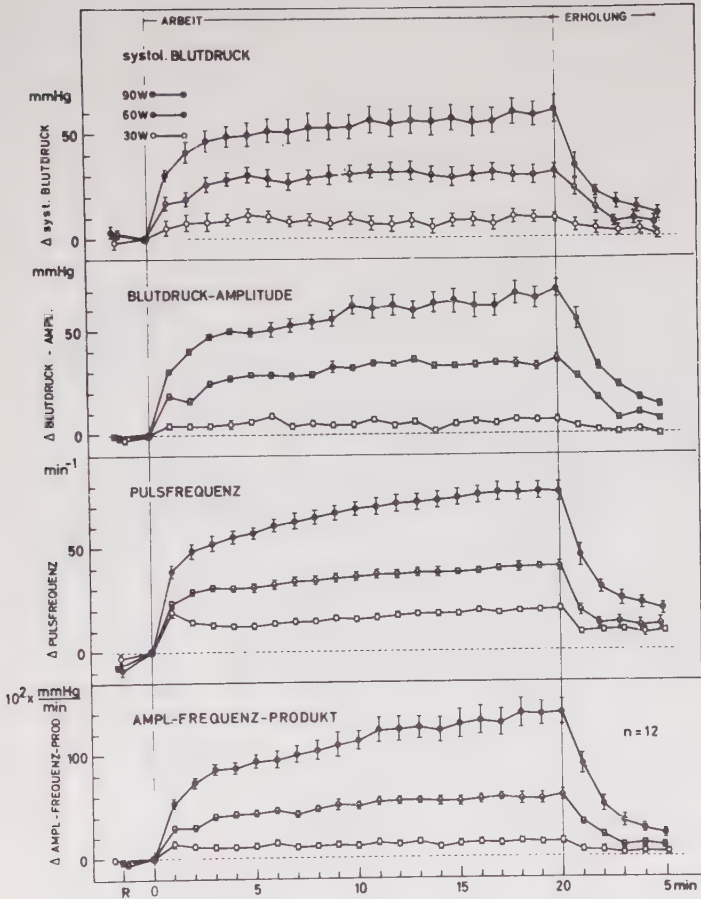


Abb.7: Die Änderung des systolischen Blutdruckes, der Blutdruckamplitude, der Pulsfrequenz sowie des Amplituden-Frequenzproduktes während dosierter Tretarbeit bei unterschiedlicher Belastung (30, 60 und 90 Watt), gegenüber dem Ausgangswert vor Arbeitsbeginn zur Zeit "0".

		<u>Arbeit</u>			<u>Erholung</u>
		4.	15.	20.	5. min
syst. Blutdruck (mm Hg)	30 W	+ 9	+ 8	+10	+ 1
	60 W	+28	+29	+32	+ 6
	90 W	+49	+57	+61	+10
Blutdruckampl. (mm Hg)	30 W	+ 5	+ 5	+ 7	+ 0
	60 W	+28	+33	+36	+ 7
	90 W	+48	+63	+70	+13
Pulsfrequenz (min ⁻¹)	30 W	+13	+18	+20	+ 8
	60 W	+30	+38	+41	+12
	90 W	+55	+74	+77	+19
Ampl.-Frequenz- Produkt (10 ² x mm Hg min ⁻¹)	30 W	+11	+13	+15	+ 4
	60 W	+42	+54	+59	+10
	90 W	+87	+129	+140	+21

Tab. II: Änderung der beobachteten Kreislaufgrößen (systolischer Blutdruck, Blutdruckamplitude, Pulsfrequenz und Amplituden-Frequenz-Produkt) gegenüber dem Ausgangswert zur Zeit "0" nach 4, 15 und 20 Arbeitsminuten mit dosierter Tretarbeit (30, 60 und 90 Watt) sowie nach 5 Erholungsminuten.

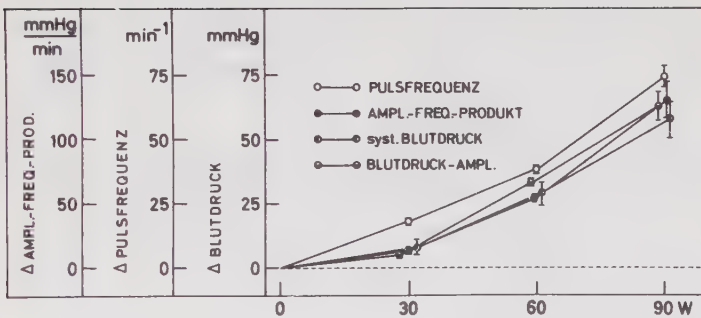


Abb.8: Die Änderung des systolischen Blutdruckes, der Blutdruckamplitude, der Pulsfrequenz sowie des Amplituden-Frequenzproduktes nach 15-minütiger Tretarbeit gegenüber dem Ausgangswert vor Arbeitsbeginn zur Zeit "0" in Abhängigkeit vom Belastungsgrad (0 = in Arbeitshaltung auf dem Ergometer ohne Tretarbeit; 30, 60 und 90 W = Tretleistung in Watt).

2. Gesamtkreislauf.

Alle beobachteten Kreislauffunktionen - systolischer Blutdruck, Blutdruckamplitude, Pulsfrequenz und Amplituden-Frequenz-Produkt - zeigen die zu erwartende deutliche Korrelation mit der Arbeitsbelastung (Abb.7 und Tab.II).

Beim Übergang aus der Ruhe- ("R") in die Arbeitshaltung ("0") sinkt der systolische Blutdruck im Durchschnitt der 12 Probanden etwas ab ($-1,4$ mm Hg), während Blutdruckamplitude ($+1,4$ mm Hg), Pulsfrequenz ($+6,2 \text{ min}^{-1}$, $p < 0,05$) und Amplituden-Frequenz-Produkt ($+3,4 \times 10^2 \text{ mm Hg min}^{-1}$) zunehmen.

Bei leichter (30 W) und mittelschwerer (60 W) Arbeit stellen sich die Kreislauffunktionen bei allen Probanden zwischen der 3. und 4. Arbeitsminute auf ein steady state ein, dessen Höhe in der charakteristischen Abhängigkeit von der Arbeitsintensität steht. Auffällig ist das - signifikante ($p < 0,025$) - initiale Überschießen der Pulsfrequenz bei leichter Arbeit, wobei die mittlere Pulsfrequenz in der 1. Arbeitsminute um $6,7 \text{ min}^{-1}$ über der der 4. Arbeitsminute liegt (vgl.CUNTZE1965)

Bei schwerer Arbeit (90 W) scheint die Umstellung aller Kreislauffunktionen auf Arbeit nach etwa 4 Arbeitsminuten abgeschlossen, da hier der steile Initialanstieg bereits asymptotisch in einen flachen, linearen Anstieg übergegangen ist. Es ist bemerkenswert, daß diese Belastung im Durchschnitt unserer Probanden schon oberhalb der "Dauerleistungsgrenze" (vgl. HOLLMANN) liegt, da kein sicheres steady state mehr erreicht wird (vgl. auch Tab.II). Nach Arbeitsende gehen die Kreislaufgrößen schnell wieder zurück, ohne aber in jedem Falle während der registrierten 5 Erholungsminuten den Ausgangswert zur Zeit "0" wieder zu erreichen (Tab.II). Die Abklingquoten sind sämtlich signifikant. Eine synoptische Darstellung der Abhängigkeit der Kreislauffunktionen von der Arbeitsintensität gibt Abb. 8 wieder, wobei auch hier zum Vergleich mit Abb. 6 die Werte der 15. Arbeitsminute zugrundegelegt wurden.

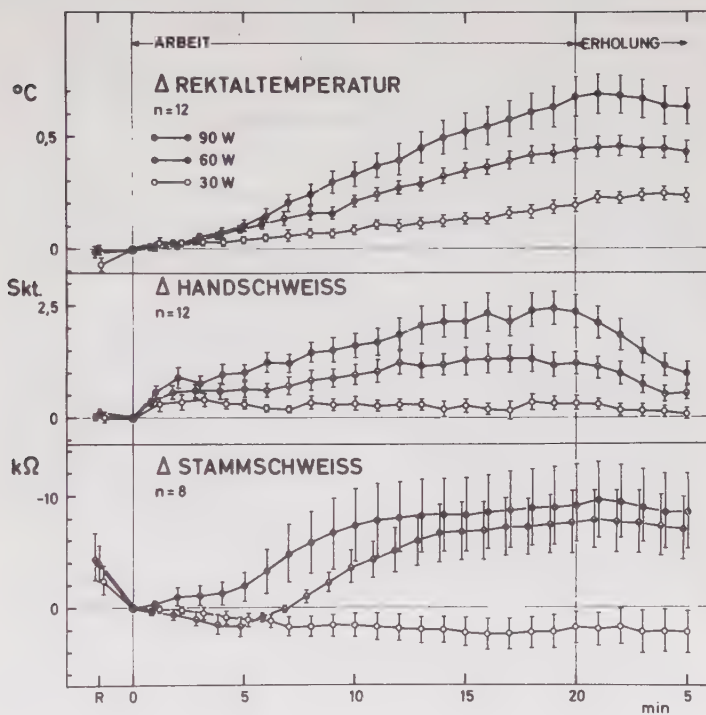


Abb.9: Die Änderung der Körpertemperatur sowie der Hautfeuchte an Stamm und Handinnenflächen bei dosierter Tretarbeit mit unterschiedlicher Belastung gegenüber dem Ausgangswert vor Arbeitsbeginn zur Zeit "0".

3. Körpertemperatur und Hautfeuchte

Zum Vergleich mit den vorhergehenden Darstellungen sind die Verhältnisse sowohl im mittleren Verlauf (Abb. 9) als auch im synoptischen Vergleich für die 15. Arbeitsminute (Abb. 10) zusammengefaßt. Außerdem enthält Tab. III entsprechende Meßdaten.

Die Rektaltemperatur nimmt bereits beim Übergang von "R" zu "0" im Mittel der 3 x 12 Untersuchungen um $0,07^{\circ}\text{C}$ bei einem $p < 0,05$ schwach signifikant zu.

Während der Arbeit steigt die Rektaltemperatur nahezu linear an, wobei der Steigungsgrad der Temperaturkurve in enger Korrelation zur Größe der Arbeitsbelastung steht ($p < 0,001$, vgl. Abb. 10).

Nach Arbeitsende fällt die Körpertemperatur nicht sofort wieder ab, sondern steigt bei den meisten Probanden noch eine Weile weiter an. Die Dauer des weiteren Temperaturanstiegs ist abhängig von der Schwere der zu verrichtenden Arbeit bzw. vom Grad der Temperaturerhöhung bei Arbeitsende gegenüber "0"; er hält nach schwerer Arbeit im Durchschnitt noch zwei Minuten, nach mittelschwerer noch vier Minuten an und ist nach leichter Arbeit innerhalb der registrierten 5 Erholungsminuten noch nicht abgeschlossen (vgl. Abb. 9 und Tab. III).

Das Verhalten der Hautfeuchte zeigt prinzipielle Unterschiede zwischen Stamm und Handinnenflächen (Abb. 9). Während sich an der Hand keine sichere Reaktion auf den Übergang von der Ruhe- ("R") in die Arbeitshaltung ("0") erkennen läßt, nimmt der elektrische Widerstand der Haut am Thorax um durchschnittlich $3,78 \text{ k}\Omega$ ($p < 0,05$) zu und weist so auf eine signifikante Abnahme der Hautfeuchte hin.

Während der ersten Arbeitsminute nimmt die Feuchtigkeit der Handinnenflächen ("Handschweiß") bei allen 3 Belastungsstufen ähnlich steil zu; der weitere Verlauf ist aber deutlich von der geforderten Leistung bestimmt: bei 30 W bleibt er auf

		<u>Arbeit</u>		<u>Erholung</u>
		15.	20.	5. min
Rektaltemperatur ($\times 10^{-2} \text{ }^{\circ}\text{C}$)	30 W	+13,4	+19,3	+23,6
	60 W	+35,1	+44,6	+42,8
	90 W	+52,3	+68,0	+63,3
Handschweiß ($\times 10^{-1} \text{ Skt}$)	30 W	+ 2,8	+ 3,4	+ 0,8
	60 W	+13,1	+12,3	+ 5,4
	90 W	+21,8	+23,3	+10,0
Stammschweiß ($\times 10^3 \text{ Ohm}$)	30 W	+ 2,2	+ 1,9	+ 2,2
	60 W	- 6,9	- 7,7	- 7,1
	90 W	- 8,4	- 9,3	- 8,6

Tab. III: Änderung der Rektaltemperatur und der Hautfeuchte der Handinnenfläche (Handschweiß) und am Stamm (Stammschweiß) gegenüber dem Ausgangswert zur Zeit "0" nach 15 und 20 Arbeitsminuten mit dosierter Tretarbeit (30,60 und 90 Watt) sowie nach 5 Erholungsminuten.

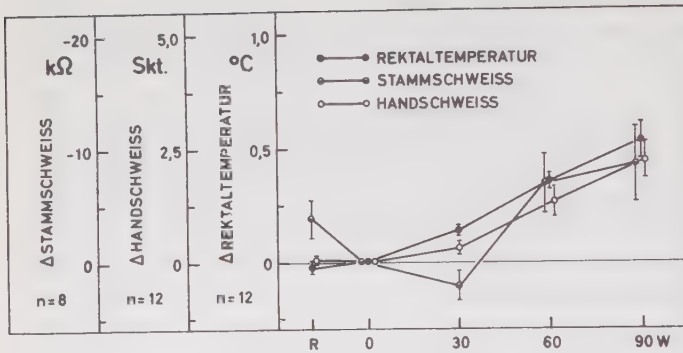


Abb.10: Die Änderung der Rektaltemperatur sowie der Hautfeuchte an Handinnenflächen ("Handschweiß") und Stamm ("Stammschweiß") nach 15-minütiger Tretarbeit gegenüber dem Ausgangswert vor Arbeitsbeginn zur Zeit "0" in Abhängigkeit vom Belastungsgrad (0 = in Arbeitshaltung auf dem Ergometer ohne Tretarbeit; 30, 60 und 90 W = Tretleistung im Watt); außerdem die Ruhewerte (R).

dem gleichen Niveau, bei 60 W geht der fortschreitende Anstieg im Mittel nach 10 bis 12 Minuten in ein steady state über, bei 90 W erst in den beiden letzten Arbeitsminuten. Dabei ist nicht nur der Zeitpunkt der Einstellung, sondern auch die Höhe des Niveaus von der Belastung abhängig (vgl. Abb. 10 und Tab. III).

Der Verlauf der Hautfeuchte am Stamm ("Stammschweiß"), der nur bei 8 Probanden verfolgt wurde, hat eine ganz andere Charakteristik als an der Hand. Zunächst fehlt - von einer Ausnahme bei 90 W abgesehen, die den Mittelwert etwas anhebt - jegliche initiale Reaktion. Vielmehr setzt sich, insbesondere bei 30 und 60 Watt der beim Übergang von "R" zu "O" beobachtete Rückgang der Hautfeuchte zunächst noch langsam fort, bis es nach individuell unterschiedlich langer Arbeitszeit zum auch sichtbaren Schweißausbruch kommt, wobei die Latenzzeit auch deutlich von der Belastungsgröße abhängt. Bei 30 W tritt eine solche Zunahme allerdings nur in einem Falle ein, so daß das Gruppenmittel während der gesamten Arbeitszeit unter dem Ausgangswert bleibt. Bei 60 W ist der Zeitpunkt des Schwitzens am Stamm nach durchschnittlich 10 Arbeitsminuten (5 bis 14 Minuten), bei 90 W nach 5 Arbeitsminuten (1 bis 10 Minuten) erreicht. Nach eingetretenem Schweißausbruch bleiben die individuellen Widerstandswerte praktisch konstant, so daß der mittlere Kurvenverlauf im wesentlichen den zeitlichen Einsatz des Schwitzens und nicht quantitative Änderungen der Schweißproduktion wiedergibt.

IV. Diskussion.

1. Methodische Diskussion.

Die von uns angenommene lineare Beziehung zwischen $\Delta\lambda$ und der Durchblutungsgröße der Haut findet ihre Begründung in Arbeiten von HENSEL u. RUEF (1954), BURTON u. EDHOLM (1955) sowie HENSEL u. BENDER (1956). HENSEL u. BENDER fanden dabei, daß im physiologischen Bereich eine Durchblutungszunahme um 16 ml pro 100 ml Gewebe und Minute mit einer Zunahme von

$\Delta\lambda$ um $1 \times 10^{-4} \text{ cal}^\circ\text{C}^{-1} \text{ s}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ einhergeht. Wichtig für die Untersuchung der Hautdurchblutung bei Muskelarbeit ist die Frage, ob die Hautfeuchtigkeit einen Einfluß auf die Wärmeleitfähigkeit hat. Langfristige Untersuchungen hierüber zeigten, daß λ_0 in feuchter Umgebung maximal um nur 4 %, meist weniger als 2 % anstieg; selbst bei Auslösung profuser Schweißausbrüche nahm λ_0 im Laufe von 2 Stunden niemals mehr als 6 % zu (HENSEL u. DOERR 1955). Da sich dieser Fehler nur langsam und stetig ändert, kann er mit Hilfe von Drosselungstests jederzeit eliminiert werden.

Größere Temperaturgradienten, die durch Instabilität zu Meßfehlern führen können, traten in unserer Versuchsreihe nur an den Extremitäten auf und hier wiederum proximal seltener als distal. Dies hat seine Ursache in dem natürlichen Temperaturgefälle der Haut vom Stamm zu den Akren, wobei an den Stellen der größeren Krümmung die Isothermen wiederum dichter liegen als an solchen mit geringerer Krümmung. Wir mußten daher vor Beginn des ersten Versuchsganges das Meßelement am Daumen häufiger verlagern, ehe eine brauchbare Elementlage gefunden war, am Oberarm seltener; an Stirn und Brust fanden wir kaum größere Temperaturgradienten.

Die Störanfälligkeit der Messungen war aus technischen Gründen an der Brust zweifellos am größten, so daß die größere Streuung der Meßwerte in dieser Region bis zu einem gewissen Grad auch methodisch bedingt sein dürfte. Da aber Verschiebungen und Verkantungen stets zu auffällig steilen Kurvensprüngen führen, konnten die sicher störungsfreien Kurven ausgelesen werden. Dabei wurde festgestellt, daß das errechnete mittlere Verhalten gut mit den ungestörten Kurven übereinstimmt. Demgegenüber sind die Ergebnisse der anderen Regionen bei geringeren technischen Schwierigkeiten ohne Einschränkung verwertbar.

Die Vergleichbarkeit der verschiedenen Belastungen wird dadurch eingeschränkt, daß die einzelnen Belastungsstufen stets in gleicher Reihenfolge und innerhalb weniger Stunden ge-

testet wurden; obwohl auf eine möglichst vollständige Erholung geachtet wurde, sind streng genommen keine vergleichbaren Ausgangsbedingungen gegeben. Das trifft insbesondere die thermoregulatorische Ausgangslage, die gemessen am Gruppenmittel der Rektaltemperatur vor der 30 W-Belastung $36,60^{\circ}\text{C}$, vor 60 W $37,00^{\circ}\text{C}$ und vor 90 W $37,25^{\circ}\text{C}$ betrug. Aus diesem Grund ist eine hinreichend exakte Prüfung der Reaktionen hinsichtlich Schwellentemperaturen und anderer Faktoren an unserem Material nicht möglich. Auf den nur grob orientierenden Charakter der Hautfeuchte-Messungen wurde bereits im Kapitel "Methodik" (II,1,c) hingewiesen.

2. Diskussion der Ergebnisse.

Die Ergebnisse zeigen deutlich, daß das Verhalten der Hautdurchblutung auch bei Muskelarbeit topographisch differenziert werden muß. Es läßt sich global zwar feststellen, daß die Hautdurchblutung im Verlaufe einer länger dauernden und nicht zu leichten Arbeit an allen untersuchten Körperregionen ansteigt, doch sind weder Zeitpunkt noch Ausmaß der Durchblutungszunahme noch ihre Abhängigkeit vom Grad der Belastung so einheitlich, daß aus dem Verhalten einzelner Hautareale auf die Durchblutungsänderung der anderen geschlossen werden könnte. Außerdem bestehen beträchtliche topographische Differenzen während der Phase der Arbeitsumstellung und der Erholungszeit.

Allerdings kann festgestellt werden, daß das Verhalten der Hautdurchblutung an Stirn und Oberarm die größten Ähnlichkeiten aufweist, und zwar nicht nur im Verhalten der Gruppe, sondern auch beim intraindividuellen Vergleich. Darüber hinaus ergibt die vergleichende Betrachtung der Kurven in Abb. 5 eine gewisse polare Ordnung, die von der Stirn als dem einen Extrem über Oberarm und Brust zum Daumen als Gegenpol führt. So sind zum Beispiel die Durchblutungssteigerungen an Kopf und Oberarm am größten und zugleich auch am deutlichsten dem Belastungsgrad proportional, während sie am Daumen am geringsten sind und zwischen allen Belastungsstufen kaum differieren (vgl. Abb. 6). Weiterhin zeigt die

Durchblutung an Stirn und Oberarm den frühesten und steilsten Anstieg sowie das ausgeprägteste steady state mit typischer Niveaudifferenz. Umgekehrt ist eine initiale Hautdurchblutungseinschränkung am Daumen am stärksten ausgeprägt, während an der Stirn im Durchschnitt eher eine Tendenz zu sofortiger Steigerung der Hautdurchblutung abzulesen ist (vgl. Abb. 5). Charakteristisch ist auch, daß die beiden Extreme - gemessen an den Streuungswerten - sich am einheitlichsten verhalten, während die Meßwerte an Brust und Oberarm größere Variabilität aufweisen. Schließlich finden sich auch während des beobachteten Erholungsablaufes der Durchblutungskurven ausgeprägte Gegensätze in der aufgeführten polaren Ordnung der verschiedenen Körperregionen.

Es ist offensichtlich, daß diese Verhältnisse an den vier untersuchten Körperregionen Ausdruck einer umfassenderen funktionellen Gegensätzlichkeit des Hautorgans von Kopf und Akren sind, wie sie sowohl unter dem Gesichtspunkt der Kreislaufregulation als auch unter dem der Temperaturregulation herausgearbeitet worden sind (STEWART 1911; TALBOT 1932; ASCHOFF 1944, 1958; NEUROTH 1948; HILDEBRANDT 1949; HILDEBRANDT u. SCHÖLMERICH 1950; SCHÖLMERICH u. HILDEBRANDT 1950, 1951; KERSLAKE u. COOPER 1950; BRÜCK u. HENSEL 1953; HILDEBRANDT u. ENGELBERTZ 1953; HILDEBRANDT u. Mitarb. 1954; WEZLER 1954; BARCROFT u. Mitarb. 1955; GASKELL 1956; RODDIE u. Mitarb. 1957 a,b; EDHOLM u. Mitarb. 1957; GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1957; GOLENHOFEN 1959; HERTZMAN 1959; PIRLET 1959; HILLE u. LAU 1960; SENAY u. Mitarb. 1961; BLAIR u. Mitarb. 1961; BLUMBERGER u. GLATZEL 1961; COOPER 1962; FOX u. Mitarb. 1962; HENSEL 1962 a,b; GOLENHOFEN u. Mitarb. 1963). Es scheint daher auch bis zu einem gewissen Grade berechtigt, die Hautdurchblutung am Daumen als repräsentativ auch für die Akren der unteren Extremitäten anzusehen, an denen keine direkten Messungen vorgenommen wurden. Dabei ist allerdings zu berücksichtigen, daß bei unseren Untersuchungen der Hauptanteil der Muskelarbeit von den Beinen verrichtet wurde, so daß hier die Kreislaufverhältnisse am stärksten vom Blutbedarf der Muskulatur beeinflusst waren.

Wenn man zunächst einmal von den speziellen Steuerungsmechanismen der Hautdurchblutung absieht, kommen für das Verständnis des Durchblutungsverhaltens in den verschiedenen Körperregionen bei Muskelarbeit vor allem die Anforderungen von folgenden Funktionssystemen in Betracht:

- a. Temperaturregulation,
- b. Kreislaufregulation.

Während hinsichtlich der Kreislaufregulation das Zusammenspiel von Haut- und Muskeldurchblutung während der Arbeit besonders bedeutungsvoll ist (GRANT u. PEARSON 1938; GRANT 1938; BAZETT 1949, 1951; NUKADA u. MÜLLER 1955) und der topographische Gesichtspunkt sich mehr auf den Ort der arbeitenden Muskulatur bezieht, ist für thermische Einflüsse auf die Hautgefäße eine ausgeprägte Reaktionstopographie charakteristisch.

a. Hautdurchblutung und Temperaturregulation bei Arbeit.
Da die Wärmeabgabe im wesentlichen durch Strahlung, Leitung und Konvektion sowie durch Wasserverdunstung von der Hautoberfläche erfolgt, ist die Hautdurchblutung ein entscheidendes Stellglied der Temperaturregelung. Schon aus Gründen der Körpergeometrie bestehen regional unterschiedliche Voraussetzungen für die Wärmeabgabe von der Haut, und zwar wiederum in charakteristischer polarer Ordnung. So ist das Verhältnis von Oberfläche zu Volumen am Kopf am kleinsten, an den distalen Extremitätenabschnitten am größten. Die sich daraus ergebende besondere Bedeutung der Extremitäten für die Temperaturregelung, die auch durch Besonderheiten der Gefäßanordnung unterstützt wird, ist gerade von ASCHOFF immer wieder betont worden.

Zahlreiche Untersuchungen sprechen dafür, daß diese besonderen Voraussetzungen auch funktionell genutzt werden. So zeigten schon die Änderungen der Hauttemperaturen an verschiedenen Körperregionen unter thermischer Belastung, im künstlichen Fieber oder spontan im Tagesrhythmus bei konstanten Bedingungen (TALBOT 1933; WEZLER u. NEUROTH 1949; HILDEBRANDT 1949; HILDEBRANDT u. SCHÖLMERICH 1950;

SCHÖLMEIRICH u. HILDEBRANDT 1951; HILDEBRANDT u. ENGELBERTZ 1953), daß die Steuerung der Hautdurchblutung nur an den distalen Extremitätenpartien thermoregulatorisch sinnvoll eingesetzt wird, indem Aufheizungsreaktionen mit einer Hauttemperatureinschränkung (bzw. Durchblutungseinschränkung), Entwärmungsreaktionen dagegen mit einer Steigerung einhergehen. PIRLET (1959) sowie BLUMBERGER u. GLATZEL (1961) bestätigen diese Ergebnisse mit Hilfe von Durchblutungsmessungen mit der Wärmeleitmethode. HILLE u. LAU (1960) sowie HILLE u. Mitarb. (1961) zeigten, daß die Gegensätzlichkeit im Verhalten von Stamm und Akren nicht nur bei thermischen Reizen besteht, sondern auch bei Hyperventilation und CO_2 -Atmung hervortritt. In gleicher Weise bestehen regionale Unterschiede der Adrenalinwirkung (HILLE u. TESKE 1956; HILD u. Mitarb. 1960).

Eine entsprechende Polarität von Kopf und Akren ist auch für das Verhalten der Hautwasserabgabe nachgewiesen worden, und zwar sowohl hinsichtlich der regulatorischen Bedeutung des Schwitzens als auch der unterschiedlichen Steuerungsmechanismen der Schweißdrüsenaktivität, wie sie an der Beziehung von Hautwasserproduktion und Hauttemperatur (bzw. -durchblutung) abgelesen werden können (HILDEBRANDT u. Mitarb. 1954). Danach wird der Einsatz der Schweißdrüsentätigkeit an Stirn (bzw. Körperstamm) weitgehend unabhängig von der Durchblutung nervös im Dienste der Kerntemperaturregelung gesteuert, während die Hautwasserabgabe in der Peripherie weit mehr an die lokale Durchblutungsgröße gekoppelt ist (vgl. HILDEBRANDT u. SCHÖLMEIRICH 1950).

Unter dem Gesichtspunkt der Temperaturregelung muß die von uns beobachtete Reaktionstopographie der Hautdurchblutung bei der Tretarbeit durchaus atypisch erscheinen, da dem durch Muskelarbeit produzierten Wärmeüberschuß nicht durch die übliche Entwärmungseinstellung mit maximaler Steigerung der Hautdurchblutung an den Akren (Daumen) begegnet wird. Lediglich bei leichter Belastung (30 W) liegt der Schwerpunkt der Wärmeabgabe an den Akren, wo die Hautdurchblutung

(Daumen) und die Hautwasserabgabe der Handflächen allein die Ruhewerte ("R") überschreiten (vgl. Abb. 5, 10). Aber schon bei mittelschwerer Arbeit (60 W) verlagert sich der Schwerpunkt der Wärmeabgabe auf Stirn und Oberarm, während die Hautdurchblutung an den Akren gegenüber 30 W nicht mehr zunimmt. Noch ausgeprägter wird diese Verlagerung bei schwerer Arbeit (90 W), wo auch das Verhalten der Brust die charakteristische Mittelstellung einnimmt.

Bemerkenswert ist dabei auch die Umkehr der sonst für die verschiedenen Körperregionen typischen Zuordnung von Hautwasserabgabe und Hautdurchblutung. An den Akren nimmt die Hautfeuchte (Handschweiß) in deutlicher Abhängigkeit von der Belastungsgröße zu, ohne daß die Hautdurchblutung entsprechend ansteigt. Am Stamm dagegen, wo sonst eine weitgehende Unabhängigkeit beider Größen charakteristisch ist, findet sich mit stärkerer Belastung eine strengere Bindung zwischen Hautfeuchte (Stammschweiß) und -durchblutung, wobei über den Vergleich von Stammschweiß und Brusthaut hinaus auch die Durchblutungskurven an Stirn und Oberarm eine ähnliche Zuordnung zum Schweißausbruch erkennen lassen. Dabei ist zu berücksichtigen, daß der Schweißausbruch in der Regel an der Stirn beginnt (vgl. HILDEBRANDT u. Mitarb. 1954). Auch bei Betrachtung der Einzelmeßwerte kann noch nicht sicher entschieden werden, ob die Durchblutungssteigerung dem Schweißausbruch im Sinne eines lokal-chemischen Mechanismus (Bradykinin) nachfolgt (FOX u. HILTON 1958; BOISSONNAS u. Mitarb. 1960).

Zusammenfassend kann also festgestellt werden, daß die für die Wärmebelastung typische Reaktionstopographie der Hautdurchblutung bei Muskelarbeit nur bei niedrigen Belastungsgraden besteht. Mit höherer Leistung liegt dagegen der Schwerpunkt der Wärmeabgabe zunehmend an Kopf, Thorax und stammnahen Extremitätenabschnitten, wo zugleich ein enger Zusammenhang von gesteigerter Hautwasserabgabe und Hautdurchblutung hervortritt.

b. Hautdurchblutung und Kreislaufregulation bei Arbeit.

Im Gegensatz zur Thermoregulation, die bei Arbeit entsprechend dem Anstieg der Körpertemperatur erst langsam zunehmend den Kreislauf beansprucht, ist die eigentliche Arbeitsumstellung des Kreislaufs zur Versorgung der arbeitenden Muskulatur bereits in den ersten Arbeitsminuten abgeschlossen (vgl. Abb. 7 und 9). Die Auswirkungen dieser Umstellung auf die Hautdurchblutung müssen daher am deutlichsten gleich nach Arbeitsbeginn hervortreten.

So haben CHRISTENSEN u. Mitarb. (1942), BARGER u. Mitarb. (1949), MATTHES (1951), BISHOP u. Mitarb. (1956), MUTH u. Mitarb. (1958) sowie BLAIR u. Mitarb. (1961) mit verschiedenen meist plethysmographischen Methoden unmittelbar nach Beginn von Tretarbeit eine Durchblutungsabnahme an den Akren festgestellt, die sich aber zum Teil nach unterschiedlich langer Arbeitsdauer wieder zurückbildete. Nach Befunden von BLAIR u. Mitarb. (1961) ist die initiale Durchblutungsabnahme der Haut auf die Hand beschränkt, während sie bereits am Unterarm fehlt. Bei schwerer Arbeit beobachteten diese Autoren auch an den Akren einen Übergang zu nachfolgender Durchblutungssteigerung, die auf thermoregulatorische Effekte zurückgeführt wurde.

Diese Befunde werden durch unsere Messungen bestätigt. Eine solche initiale Hautdurchblutungseinschränkung fanden wir allerdings nur am Daumen, wo sie bei allen drei Belastungsstufen ähnlich stark ist, mit höherer Belastung aber zeitlich kürzer wird. An allen anderen Körperregionen findet sich kein sicherer Einfluß der Arbeitsumstellung. Es muß offenbleiben, ob diese besondere Lokalisation darauf zurückzuführen ist, daß die Hauptarbeit von der Extremitätenmuskulatur verrichtet wird und hier zu einer kompensatorischen Abnahme der Hautdurchblutung führt, oder ob es sich um den Ausdruck einer psychischen Anspannungssituation mit "Heizaffekt" (EBBECKE 1948) handelt. Der Übergang von der Ruhelage zur Arbeitshaltung, der sich in gleicher Richtung auswirken müßte, ist offenbar durch den thermischen Effekt des Abdeckens kompliziert - die Probanden waren in Ruhe in

eine Wolldecke gehüllt - und führt daher an allen Körperregionen zu einer Durchblutungsabnahme, die sich aber topographisch nicht signifikant unterscheidet.

Wie ein Vergleich der Kreislaufgrößen in Abb. 7 mit den Durchblutungskurven von Stirn, Brust und Oberarm (Abb. 5) ergibt, können die Durchblutungsanstiege in diesen Regionen in keinem Falle durch die Kreislaufankurbelung bei der Arbeit erklärt werden, wodurch die Annahme der thermoregulatorischen Genese unterstützt wird. Auf der anderen Seite zeigt die Beschränkung der initialen Durchblutungseinschränkung auf die Akren, daß diese Regionen bevorzugt zur Kreislaufkompensation - jedenfalls bei Extremitätenarbeit - herangezogen werden und so durch die Konkurrenz mit den nutritiven Bedürfnissen nicht mehr an einer sinnvoll abgestuften Thermoregulation teilnehmen können. Daß es sich beim Verlauf der Daumendurchblutung unter den verschiedenen Belastungen nicht um ein "Schein-steady-state" infolge maximal möglicher Gefäßdilatation handelt, ist daraus zu ersehen, daß die mittlere Änderung des $\Delta\lambda$ am Daumen weniger als 1,0 E während der Arbeit beträgt, wogegen die maximale Variationsbreite am Finger von BURTON u. EDHOLM (1955) mit 4 bis 6 E und von HENSEL u. BENDER (1956) mit etwa 3,0 E bestimmt wurde; diese Werte wurden von unseren Probanden auch nicht im Einzelfalle erreicht.

c. Schlußfolgerungen.

In der Literatur wird das Verhalten der Hautdurchblutung bei Arbeit schon seit langer Zeit unter dem Gesichtspunkt der Konkurrenz zwischen den nutritiven Anforderungen der arbeitenden Muskulatur einerseits und dem zunehmenden Bedürfnis nach Wärmeabgabe andererseits diskutiert. Dabei wird im allgemeinen von der offensichtlichen Sequenz ausgegangen, nach der bei Arbeitsbeginn zunächst die nutritiven Bedürfnisse die überwiegende Rolle spielen, während die Thermoregulation erst mit wachsender Überwärmung im späteren Verlauf so dominant wird, daß sie gegebenenfalls sogar den Abbruch der Arbeit erzwingen kann.

Diese Vorstellung ist bisher nur auf Messungen der Hautdurchblutung an den Extremitäten gestützt und kann beim Vergleich der verschiedenen Hautregionen auch nach unseren Befunden hier noch am ehesten abgeleitet werden. Trotzdem scheinen uns bei Beachtung der topographischen Differenzierung statt einer zeitlichen Sequenz die gestaltlichen Gegensätze weit wesentlicher zu sein.

So kann zum Beispiel am Daumen zwar der initiale Durchblutungsabfall auf die erste Phase der überwiegend nutritiven Anforderungen bezogen werden, das nachfolgende Ansteigen auf nur mittelhohe Werte, die zudem nicht einmal vom Grade der Kerntemperatursteigerung abhängig sind, kann jedoch keineswegs befriedigend als überwiegend thermoregulatorisches Verhalten angesehen werden. Vielmehr scheinen hier die thermoregulatorischen Bedürfnisse im Beobachtungszeitraum recht weitgehend unterdrückt bzw. gehemmt. Auffällig unabhängig vom Durchblutungsverlauf zeigt die Hautwasserabgabe ein belastungsabhängiges Verhalten, das allerdings nur im späteren Verlauf thermoregulatorisch gedeutet werden kann, während der initial überschießende Anstieg mehr als Ausdruck der psychischen Anspannung (Psycho-galvanischer Reflex, VERAGUTH 1909) imponiert.

Dem weitgehenden Überwiegen der kreislaufregulatorischen Erfordernisse an den Akren steht als anderes Extrem ein überwiegend thermoregulatorisch zu deutendes Verhalten der Hautdurchblutung an der Stirn mit entsprechenden Übergangsformen an Oberarm und Brust gegenüber. Nach unseren Befunden läßt sich aber noch nicht entscheiden, ob die Durchblutungszunahme direkt gesteuert oder erst über die gesteigerte Schweißdrüsentätigkeit lokal-chemisch (Bradykinin) ausgelöst wird (vgl. BENZINGER 1959, 1962; FOX u. HILTON 1958; SENAY u. Mitarb. 1962). Die zeitlichen Verhältnisse bei Brustdurchblutung und Stammschweiß im Einzelfall sprechen eher für letztere Möglichkeit. Auch die Frage, in welchem Maße an der quantitativen Abstufung im steady state der Hautdurchblutung die belastungsabhängige Kreislaufleistung - etwa im Sinne druckpassiver Effekte - beteiligt ist, muß offen bleiben. Nach eigenen Untersuchungen

während Narkose (BARTSCH, HETTLER u. MELCHIOR 1965, unveröffentlicht) und beim VALSALVA-Preßversuch (MELCHIOR 1963, unveröffentlicht) hat sich gezeigt, daß die Stirnhautdurchblutung sehr stark blutdruckabhängig verändert wird.

Insgesamt ist also festzustellen, daß bei Arbeit die nutritiven Anforderungen an den Kreislauf besonders an den Akren wirksam werden, und zwar so stark, daß sich der für die Entwärmungsregulation in Ruhe charakteristische Schwerpunkt der Wärmeabgabe an den Akren nicht mehr ausbilden kann. Der Schwerpunkt der Wärmeabgabe wird vielmehr auf Kopf und Stamm und gleichzeitig von der trockenen auf die evaporative Wärmeabgabe verlegt, die hier über dem Körperkern weniger kreislaufabhängig ist. Die Wärmetransportwege sind im Gegensatz zu den Akren kurz, die Schwankungen der Hauttemperatur bei allgemein hohem Niveau stets geringer, so daß ohne besondere Kreislaufbelastung günstigere Sekretions- und Verdampfungsbedingungen herrschen (vgl. HILDEBRANDT u. SCHÖLMERICH 1950).

Für die grundsätzliche Berechtigung einer solchen topographischen Zuordnung bei Arbeit spricht die Tatsache, daß die geschilderten Verhältnisse sich sogleich umkehren, sobald bei Arbeitsende die nutritive Kreislaufsteigerung zurückgeht (vgl. Abb. 5 und 7); so steigt nämlich die Hautdurchblutung nach Arbeitsende am Daumen eher an und verhält sich damit als einzige Region der noch überhöhten Kerntemperatur entsprechend, während die Durchblutung am Gegenpol (Stirn und Oberarm) mit einer Steilheit zurückgeht, die formal mehr den Rückgang der Kreislaufgrößen entspricht. Auch hier nimmt die Brust eine Mittelstellung ein.

Auffällig ist dabei wiederum das regional unterschiedliche Verhalten der Hautwasserabgabe, die an der Hand unabhängig von der Durchblutung abfällt. Das Persistieren der Hautfeuchte am Stamm ist allerdings wegen der nur langsamen Abtrocknung nicht sicher zu verwerten.

Was den Mechanismus der Hautdurchblutungsreaktionen bei Arbeit betrifft, so läßt auch die topographische Differenzierung noch kein endgültiges Urteil darüber zu, ob das Ausbleiben der für die Ruhe typischen Entwärmungsreaktionen mit Schwerpunkt an den Extremitäten nur durch die Konkurrenz der nutritiven Kreislaufanforderungen unterdrückt wird, ob es sich um ein sinnvolles "Überspringen" einer ohnehin nicht ökonomischen Stufe der Wärmeabgabe handelt, oder schließlich, ob eine Sollwertverstellung bei der Arbeitshyperthermie für die besondere Reaktionsweise verantwortlich ist (NIELSEN 1938, vgl. KITZING u. BLEICHERT 1965).

V. Zusammenfassung.

Bei 12 gesunden Studenten wurde vor, während und nach 20 min Tretarbeit von 30, 60 und 90 Watt die Hautdurchblutung an Stirn, Brust, Oberarm und Daumenkuppe mit Wärmeleitelementen fortlaufend gemessen. Darüber hinaus wurden Blutdruck, Pulsfrequenz, Amplituden-Frequenz-Produkt und Rektaltemperatur sowie die Hautfeuchte (elektrische Hautwiderstandsmessung) kontrolliert.

Bei leichter Arbeit (30 W) steigt im Durchschnitt nur die Hautdurchblutung am Daumen nach initialem Abfall gering über den Ausgangswert an, während sie an der Brust sogar fortschreitend abfällt. Bei den höheren Belastungsstufen ist dagegen die Hautdurchblutungssteigerung an Stirn und Oberarm am größten, während sie am Daumen sich nicht vom Verhalten bei leichter Arbeit unterscheidet. Stirn und Oberarm verhalten sich zugleich am deutlichsten dem Belastungsgrad proportional, und zwar sowohl hinsichtlich Latenz und Steilheit der Durchblutungszunahme als auch in Ausprägung und Niveau eines steady state. Der Verlauf der Brusthautdurchblutung nimmt eine Mittelstellung zwischen diesem und dem akralen Verhalten ein.

Unter dem Gesichtspunkt der Reaktionstopographie der physikalischen Temperaturregelung liegt demnach der Schwerpunkt der Wärmeabgabe nur bei leichter Belastung an den Akren, wo auch die Hautwasserabgabe entsprechend erhöht wird. Schon bei mittelschwerer Arbeit (60 W) verlagert sich dieser Schwerpunkt auf Kopf, Stamm und proximale Extremitätenabschnitte, wobei zugleich die evaporative Wärmeabgabe in den Vordergrund tritt, die hier auch vom Standpunkt der Kreislaufbelastung günstigere Bedingungen findet.

Das Durchblutungsverhalten an Stirn, Brust und Oberarm kann weder im Sinne einer Kompensation nutritiver Kreislaufanforderungen noch durch rein druckpassive Effekte im Rahmen der Kreislaufumstellung auf Arbeit erklärt werden, im Gegensatz

zu den Akren, wo neben einer - bei allen Belastungsstufen deutlichen - initialen Durchblutungseinschränkung auch das Fehlen eines sinnvoll abgestuften thermoregulatorischen Verhaltens darauf hinweist, daß diese Region bevorzugt zur Kreislaufkompensation bei Arbeit herangezogen wird.

VI. Literaturverzeichnis.

- ASCHOFF, J.: Grundversuche über Temperaturregulation.
Über vergleichende Meßwerte zur Beurteilung
der Wärmeabgabe an Wasser.
Pflüg.Arch.ges.Physiol. 247, 469-479 (1944).
- ASCHOFF, J.: Mitteilung zur spontanen und reflektorischen
Vasomotorik der Haut.
Pflüg.Arch.ges.Physiol. 248, 171-177 (1944).
- ASCHOFF, J.: Hauttemperatur und Hautdurchblutung im Dienst
der Temperaturregulation.
Klin. Wschr. 36, 193-202 (1958).
- BARCROFT, H., K.D. BOCK, H. HENSEL u. A.H. KITCHIN: Die
Muskeldurchblutung des Menschen bei direk-
ter Erwärmung und Abkühlung.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 261, 199-210 (1955).
- BARGER, A.C., W.F. GREENWOOD, J.R. DiPALMA, J. STOKES III u.
L.H. SMITH: Venous pressure and cutaneous reactive
hyperemia in exhausting exercise and certain
other circulatory stresses.
J.Appl.Physiol. 2, 81-96 (1949).
- BAZETT, H.C.: Physiology of heat regulation and the science
of clothing.
L.H. Newburgh 1949.
- BAZETT, H.C.: Theory of reflex controls to explain regu-
lation of body temperature at rest and during
exercise.
J.Appl.Physiol. 4, 245-262 (1951).
- BENZINGER, T.H.: Der Mechanismus der Wärmeregulation des Men-
schen.
Z.Naturforsch. 14b, 412-414 (1959).
- BENZINGER, T.H.: The thermostatic regulation of human heat
production and heat loss.
Proc. XXII Internat. Congr. Physiol. Sci.
Vol. 1, 415-438, Leiden 1962.

- BISHOP, J.M., K.W. DONALD, S.H. TAYLOR u. P.N. WORMALD:
Blood flow in human arm during leg exercise.
J. Physiol. 137, 294-308 (1957).
- BLAIR, D.A., W.E. GLOVER u. J.C. RODDIE: Vasomotors
fibres to skin in the upper arm, calf
and thigh.
J. Physiol. 153, 232-238 (1960).
- BLAIR, D.A., W. E. GLOVER u. J.C. RODDIE: Vasomotor responses
in the human arm during leg exercise.
Circulation Res. 9, 264-274 (1961).
- BLUMBERGER, W. u. H. GLATZEL: Kreislaufregulation und Ernährung.
I. die Beeinflussung der Hautdurchblutung
durch heiße Getränke.
Z. Kreislaufforsch. 50, 357-372 (1961).
- BOISSONNAS, R.A., St GUTTMANN u. P.-A. JAQUENOUD: Synthèse
de L-arginyl-L-propyl-L-prolylglycyl-L-
phénylanalyl-L-séryl-L-prolyl-L-phényl-
analyl-L-arginine, un nonapeptide présen-
tant les propriétés de la bradykinine.
Helv. chim. Acta 43, 1349-1358 (1960).
- BRÜCK, K. u. H. HENSEL: Wärmedurchgang und Innentemperatur
der menschlichen Extremitäten.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 257, 70-86 (1953).
- BURTON, A.C.: The direct measurement of thermal conduct-
ance of the skin as an index of peripheral
blood flow.
Amer. J. Physiol. 129, P 326 (1940).
- BURTON, A.C. u. O.G. EDHOLM: Man in cold environment.
Edward Arnold Ltd., London 1955.
- CHRISTENSEN, E.H., M. NIELSEN u. B. HANNISDAHL: Investigations
of circulation in the skin at the beginning
of muscular work.
Acta Physiol. Scand. 4, 162-170 (1942).

- COOPER, K.E.: The peripheral circulation.
Ann. Rev. Physiol. 24, 139-168 (1962).
- CUNTZE, H.: Über Veränderungen des Pneumometerwertes
bei dosierter Arbeitsbelastung.
Inaugural-Dissertation Marburg 1965.
- DEMLING, L. u. R. GROMOTKA: Über eine unblutige kalori-
metrische Methode zur fortlaufenden Bestimmung
der enteroportalen Durchblutung.
Dtsch. Med. Wschr. 82, 1826-1828 (1957).
- EBBECKE, U.: Schüttelfrost in Kälte, Fieber und Affekt.
Klin. Wschr. 26, 609-613 (1948).
- EDHOLM, O.G., R.H. FOX u. R.K. MACPHERSON: Vasomotor con-
trol of the cutaneous blood vessels in the
human forearm.
J. Physiol. (Lond.) 132, 455-465 (1957).
- FOX, R.H., R. GOLDSMITH u. D.J. KIDD: Cutaneous vasomo-
tor control in human head, neck and upper
chest.
J. Physiol. (Lond.) 161, 298-312 (1962).
- FOX, R.H. u. S.M. HILTON: Bradykinin formation in human
skin as a factor in heat vasodilatation.
J. Physiol. (Lond.) 142, 219-232 (1958).
- GASKELL, P.: Are there sympathetic vasodilator nerves
to the vessels of the hand.
J. Physiol. (Lond.) 131, 647-656 (1956).
- GOLENHOFEN, K.: Die Reaktionen der menschlichen Muskulatur
in Kälte und Affekt unter dem Gesichtspunkt der
Thermoregulation.
Arch. phys. Ther. (Lpz.) 11, 45-58 (1959).
- GOLENHOFEN, K., H. HENSEL u. G. HILDEBRANDT: Durchblutungs-
messungen mit Wärmeleitelementen in Klinik
und Forschung.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1963).
- GOLENHOFEN, K. u. G. HILDEBRANDT: Über spontanrhythmische
Schwankungen der Muskeldurchblutung des
Menschen.
Z. Kreislaufforsch. 46, 257-270 (1957).

- GOLENHOFEN, K. u. G. HILDEBRANDT: Das Verfahren der Wärmeleitmessung und seine Bedeutung für die Physiologie des menschlichen Muskelkreislaufes. Arch. f. Kreislaufforsch. 38, 23-70 (1962).
- GRANT, R.T.: Observations on the blood circulation in voluntary muscle in man. Clin. Sci. 2, 157-173 (1938).
- GRANT, R.T. u. R.S.B. PEARSON: The blood circulation in the human limb; observations on the differences between the proximal and distal parts and remarks on the regulation of body temperature. Clin. Sci. 3, 119-139 (1938).
- HENSEL, H.: Fortlaufende Wärmeleitfähigkeits- und Durchblutungsmessungen im Gewebe mit einer Differential-Calorimeter-Sonde. Ber. Physiol. 162, 360 (1953/54).
- HENSEL, H.: Über die Steuerung der peripheren Durchblutung. Arch. phys. Ther. (Lpz.) 7, 60-74 (1955).
- HENSEL, H.: Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem neuen Wärmeleitmesser. Naturwiss. 43, 477-478 (1956).
- HENSEL, H.: Meßkopf zur Durchblutungsregistrierung an Oberflächen. Pflüg. Arch. ges. Physiol. 268, 604-606 (1959).
- HENSEL, H.: Physiologie der menschlichen Hautdurchblutung. Bad Oeynhausener Gespräche VI, 57-69 (1962a).
- HENSEL, H.: Durchblutungsmessungen nach dem Prinzip der geheizten Thermoelemente. In: Kreislaufmessungen, 52-67. München: Werk-Verlag Dr. Edmund Banaschewsky (1962b).

- HENSEL, H. u. F. BENDER: Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem elektrischen Wärmeleitmesser.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 263, 603-614 (1956):
- HENSEL, H. u. F.F. DOERR: Untersuchungen mit einem neuen Haut-Wärmeleitmesser.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 270, 78 (1959).
- HENSEL, H. u. J. RUEF: Fortlaufende Registrierung der Muskeldurchblutung am Menschen mit einer Calorimetersonde.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 259, 267-280 (1954).
- HERTZMAN, A.B.: Vasomotor regulation of cutaneous circulation.
Physiol. Rev. (Wash.) 39, 280-306 (1959).
- HILD, R., H. HILLE, K. MECHELKE u. G. MÜLLER: Änderung der Muskel- und Hautdurchblutung nach 1-Adrenalin und 1-Noradrenalin vor und nach Prednisolon-Natriumsuccinat.
Z. Kreislaufforsch. 49, 965-975 (1960).
- HILDEBRANDT, G.: Die Hautwasserabgabe verschiedener Körperregionen in ihrer Beziehung zur Wärmeregulation.
Inaugural-Dissertation, Marburg 1949.
- HILDEBRANDT, G. u. P. ENGELBERTZ: Die Bedeutung der Tagesrhythmik für die physikalische Therapie.
Arch.phys.Ther. (Lpz.) 5, 160-170 (1953).
- HILDEBRANDT, G., P. ENGELBERTZ u. G. HILDEBRANDT-EVERS:
Physiologische Grundlagen für eine tageszeitliche Ordnung der Schwitzprozeduren.
Z. Klin. Med. 152, 446-448 (1954).
- HILDEBRANDT, G. u. P. SCHÖLMEICH: Über die Hautwasserabgabe und den Verlauf der Hauttemperaturen verschiedener Körperregionen im Zusammenhang mit der Wärmeregulation.
Z.f.d.ges.exp.Med. 115, 570-585 (1950).

- HILLE, H. u. B. LAU: Über unterschiedliche Durchblutungsreaktionen der Haut an verschiedenen Körperstellen auf gleichartige Gefäßreize.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 271, 808-814 (1960).
- HILLE, H. u. H.-J. TESKE: Ein Beitrag zum Wirkungsmechanismus des Adrenalins auf die Gefäße der Peripherie.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 263, 83-92 (1956).
- HOLLMANN, W.: Der Arbeits- und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung.
Kreislauf-Bücherei Bd. 17, Dr. Dietrich Steinkopff-Verlag, Darmstadt 1959.
- KERSLAKE, D. McK. u. K. E. COOPER: Vasodilatation in the hand in response to heating the skin elsewhere.
Clin. Sci. 9, 31-47 (1950).
- KITZING, J. u. A. BLEICHERT: Untersuchungen zur Arbeitshyperthermie des Menschen.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 282, 242-249 (1965).
- MATHES, K.: Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden.
Georg-Thieme-Verlag, Stuttgart 1951.
- MUCHOW: Integument. Tabulae Biologicae Bd. II, 468-485 (1925).
- MUTH, H. V. A., P. N. WORMALD, J. M. BISHOP u. K. W. DONALD: Further studies of blood flow in resting arm during supine leg exercise.
Clin. Sci. 17, 603-610 (1958).
- NEUROTH, G.: Die Hauttemperatur im Dienste der Wärmeregulation.
Pflüg. Arch. ges. Physiol. 250, 396-413 (1948).
- NIELSEN, M.: Die Regulation der Körpertemperatur bei Muskularbeit.
Skand. Arch. Physiol. 79, 193-230 (1938).

- NUKADA, A. u. E.A.MÜLLER: Hauttemperatur und Leistungsfähigkeit in Extremitäten bei dynamischer Arbeit.
Z. Angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 16, 61-73 (1955).
- PIRLET, K.: Studien der Hautdurchblutung unter wechselnden thermischen Bedingungen.
Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforsch. 25, 242-253 (1959).
- RODDIE, J.C., J.T. SHEPHERD u. R.F.WHELAN: The contribution of constrictor and dilator nerves to the skin vasodilatation during body heating.
J. Physiol. (Lond.) 136, 489-497 (1957a).
- RODDIE, J.C., J.T. SHEPHERD u. R.F.WHELAN: A comparison of the heat elimination from the normal and nerve blocked finger during body-heating.
J. Physiol. (Lond.) 138, 445-448 (1957b).
- SCHÖLMERICH, P. u. G.HILDEBRANDT: Über Probleme der Hautwasserabgabe und Methoden ihrer Bestimmung.
Z.f.d. ges. exp. Med. 115, 558-569 (1950).
- SCHÖLMERICH, P. u. G.HILDEBRANDT: Über Mechanismus und Regulation der Hautwasserabgabe.
Z.f.d. ges. exp. Med. 117, 17-36 (1951).
- SCHÖLMERICH, P. u. G.HILDEBRANDT: Hautwasserabgabe und Hauttemperatur im Fieber.
Schriftenreihe des Dtsch. Bäderverbandes Heft 9, 170-176, Bonn 1953.
- SCHULZE, W.: Sind die Nikotinsäure-Präparate geeignet für die Behandlung von Durchblutungsstörungen an den Extremitätenenden?
Klin. Wschr. 30, 8-14 (1952).
- SENAY, L.C., M.CHRISTENSEN u. A.B.HERTZMAN: Cutaneous vasodilatation elicited by body heating in calf, forearm, cheek and ear.
J. Appl. Physiol. 16, 655-659 (1951).

- SENAY, L.C., L. PROKOP, L. CRONAU u. A.B. HERTZMAN: Relations of lokal skin temperature and lokal sweating to cutaneous blood flow.
Techn. Document. Report MRL-TDR 62-09, 1962.
- STEWART, G.N.: Studies of circulation in man. 1. Measurement of blood flow in hands.
Heart 2, 33- (1911), zit. nach BLAIR u. Mitarb. (1961).
- TALBOT, F.B.: Die Temperatur und ihre Beziehung zur Wärmeregulation des Körpers.
Klin. Wschr. 21, 809-814 (1933).
- VERAGUTH, O.: Das psychogalvanische Reflexsystem,
Berlin 1909.
- WEZLER, K.: Der Mensch in Hitze und Kälte. Z. Kältetechnik: Kältetechnik im Dienste der Medizin, 2-11 (1954).
- WEZLER, K. u. G. NEUROTH: Die Koordinierung von physikalischer und chemischer Wärmeregulation.
Z. exper. Med. 115, 127-205 (1949).

Lebenslauf.

Als Sohn des Kinderarztes Dr. med. Paul Melchior und seiner Ehefrau Ruth, geborene Ernst, wurde ich am 8. Juli 1937 in Kassel geboren. Ich besuchte vom Herbst 1943 bis zum Herbst 1947 die Volksschulen von Bad Sooden-Allendorf/Werra, Kassel-Wilhelmshöhe, Ziegenhagen/Krs. Witzenhausen und Witzenhausen/Werra. Danach wurde ich Schüler des Friedrichs-Gymnasiums zu Kassel, an dem ich am 1. März 1957 mein Abitur ablegte.

Im Sommer-Semester 1957 immatrikulierte ich mich in der Philosophischen Fakultät der Philipps-Universität Marburg für das Fach Physik. Im Sommer-Semester 1960 wechselte ich über zur Medizinischen Fakultät dieser Universität und bestand hier am 6. August 1960 das Vorphysikum sowie am 26. Juli 1962 das Physikum; seit dem 15. Juli 1965 stehe ich im Staatsexamen.

Meine akademischen Lehrer waren die Herren Professoren und Dozenten

in der Philosophischen Fakultät: Dimroth, Flügge, Hückel, Kamke, Mahr, Pfeil, Rothstein, H.A. Schmidt, Walcher;

in der medizinischen Fakultät: Beckmann, Berendes, Braun-Falco, Brück, Bücher, Buchholz, Dölle, Drawert, Exner, Gedigh, Geipel, Golenhofen, Hamm, Hartmann, Hensel, Heuser, Hildebrandt, Hornung, Huber, Jakob, Lang, Linneweh, Löhr, Lübbers, Mann, Martini, Marx, Mattes, Du Mesnil de Rochemont, Neubauer, Niessing, Overbeck, Petry, Petzold, Poetschke, Rohen, Saalfeld, Sauer, Schiff, Schleyer, Schmid, Schmitz, Schölmerich, Schwaiger, Seidel, Siegert, Siess, Stender, Straub, Streicher, Würterle.

Am Ende dieser Arbeit gilt mein besonderer Dank all denen, die mir bei ihrer Entstehung halfen: \

Herr Prof. Dr. G. HILDEBRANDT gab mir nicht nur das Thema zu dieser Arbeit, sondern gab mir auch richtungsweisende Hilfen bei der Durchführung der Versuche wie auch bei der Auswertung der Ergebnisse;

Herr Prof. Dr. H. HENSEL gestattete mir das Arbeiten in seinem Institut und verfolgte interessiert die Ergebnisse;

Herr Priv.-Doz. Dr. K. GOLENHOFEN half mit kritischen Hinweisen manch toten Punkt zu überwinden;

wichtige Literaturhinweise gaben mir Herr Doz. Dr. H. HILLE vom Institut für Balneologie und Klimaphysiologie an der Universität Freiburg, Herr Dr. H. WENZEL vom Max-Planck-Institut für Arbeitsphysiologie, Dortmund, und Herr Dr. E. HEERD vom William G. Kerckhoff-Herzforschungsinstitut der Max-Planck-Gesellschaft, Bad Nauheim;

Frau M. BEHRENS war mir bei der Anfertigung der Abbildungen behilflich.

